

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5756085号  
(P5756085)

(45) 発行日 平成27年7月29日(2015. 7. 29)

(24) 登録日 平成27年6月5日(2015. 6. 5)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

請求項の数 15 (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2012-503510 (P2012-503510)	(73) 特許権者	506192652
(86) (22) 出願日	平成22年3月24日 (2010. 3. 24)		ボストン サイエントフィック サイム
(65) 公表番号	特表2012-521851 (P2012-521851A)		ド, インコーポレイテッド
(43) 公表日	平成24年9月20日 (2012. 9. 20)		BOSTON SCIENTIFIC S
(86) 国際出願番号	PCT/US2010/028440		CIMED, INC.
(87) 国際公開番号	W02010/117631		アメリカ合衆国 55311-1566
(87) 国際公開日	平成22年10月14日 (2010. 10. 14)		ミネソタ州 メープル グローブ ワン
審査請求日	平成25年3月22日 (2013. 3. 22)		シメッド プレイス (番地なし)
(31) 優先権主張番号	12/415, 724	(74) 代理人	100105957
(32) 優先日	平成21年3月31日 (2009. 3. 31)		弁理士 恩田 誠
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100068755
前置審査			弁理士 恩田 博宣
		(74) 代理人	100142907
			弁理士 本田 淳

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血管内超音波イメージングシステムのためのカテーテルアセンブリ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

血管内超音波システムのためのカテーテルアセンブリであって、前記カテーテルアセンブリは、

長手部分、遠位端、および近位端を有し、前記長手部分に沿って前記近位端から前記遠位端まで延出する内腔を備えるカテーテルと、

前記カテーテルの前記長手部分よりも短い長手部分を備え、前記内腔の中へ前記カテーテルの遠位端まで挿入するために構成されかつ配置されているイメージングコアであって、

回転可能な磁石と、この磁石の少なくとも一部の周りに配置された少なくとも2つの磁界巻線とを備えるモータであって、前記磁石が、長手方向軸と、前記磁石の前記長手方向軸に沿って画定された開口とを有するモータと、

該イメージングコアの中に配置され、印加された電気信号を音響信号へ変換するために、また、受信したエコー信号を電気信号へ変換するために、構成されかつ配置され、さらに、前記磁石とともに回転しないように定位置に固定されている少なくとも1つの変換器と、

前記少なくとも1つの変換器の遠位に位置決めされたミラーであって、該ミラーは、音響ビームが前記少なくとも1つの変換器から該ミラーまで放射されたときに、その音響ビームが前記磁石の前記長手方向軸に対して平行でない方向に方向を変えるような角度で傾けられているとともに、前記磁石の回転によって回転するミラーと、

10

20

を備えるイメージングコアと、

前記1つ以上の変換器に電氣的に接続されているとともに、前記カテーテルの前記近位端まで延出している少なくとも1つのカテーテル導体と、

前記磁界巻線に電氣的に接続されているとともに、前記カテーテルの前記近位端まで延出している少なくとも1つのモータ導体と、

を備えてなり、

前記少なくとも1つの変換器は、前記磁石の中に画定された前記開口の中に配置されている、カテーテルアセンブリ。

【請求項2】

前記磁界巻線のそれぞれは、導電性材料からなる単一巻回を備える、請求項1に記載のカテーテルアセンブリ。

10

【請求項3】

前記ミラーは非平面状の反射面を備える、請求項1または2に記載のカテーテルアセンブリ。

【請求項4】

前記少なくとも1つの変換器は複数の環帯を備え、少なくとも1つの環帯が、少なくとも1つの他の環帯とは異なる周波数で共振するように構成されかつ配置されている、請求項1から3のいずれか一項に記載のカテーテルアセンブリ。

【請求項5】

前記ミラーは、前記磁石の中に画定された前記開口の中に配置されている、請求項1から4のいずれか一項に記載のカテーテルアセンブリ。

20

【請求項6】

前記磁石は、前記少なくとも1つの変換器から放射され、かつ、前記ミラーから方向を変えられた音響信号を送信する切欠を画定している、請求項1から5のいずれか一項に記載のカテーテルアセンブリ。

【請求項7】

前記少なくとも1つの変換器および前記ミラーは、流体で満たされた領域の中に配置されている、請求項1から6のいずれか一項に記載のカテーテルアセンブリ。

【請求項8】

前記磁石は、強磁性流体によって少なくとも部分的に取り囲まれている、請求項7に記載のカテーテルアセンブリ。

30

【請求項9】

血管内超音波システムのためのカテーテルアセンブリであって、前記カテーテルアセンブリは、

長手部分、遠位端、および近位端を有し、前記長手部分に沿って前記近位端から前記遠位端まで延出する内腔を備えるカテーテルと、

前記カテーテルの前記長手部分よりも短い長手部分があり、前記内腔の中へ前記カテーテルの遠位端まで挿入するために構成されかつ配置されているイメージングコアであって、

ハウジングの中に遠位端キャップとともに配置され、回転可能なモータ磁石と、このモータ磁石の少なくとも一部の周りに配置された少なくとも2つの磁界巻線とを備えるモータであって、前記磁石が、長手方向軸と、前記モータ磁石の前記長手方向軸に沿って配置されたモータ軸とを有するモータと、

40

該イメージングコアの中に配置され、印加された電気信号を音響信号へ変換するために、また、受信したエコー信号を電気信号へ変換するために、構成されかつ配置され、さらに、前記モータ磁石とともに回転しないように定位置に固定されている少なくとも1つの変換器と、

反射面とミラー磁石とを含む方向を変えるためのミラーであって、該ミラーは、前記少なくとも1つの変換器の近位に位置決めされ、前記反射面は、音響ビームが前記少なくとも1つの変換器から前記反射面まで放射されたときに、その音響ビームが前記モータ磁石

50

の前記長手方向軸に対して平行でない方向に方向を変えるような角度で傾斜しており、前記ミラー磁石および前記モータ磁石は、前記モータ磁石の回転が該ミラーを回転させるように、前記端キャップ内で磁氣的に連結されている、方向を変えるためのミラーと、

を備えるイメージングコアと、

前記少なくとも1つの変換器に電氣的に接続されているとともに、前記カテーテルの前記近位端まで延出している少なくとも1つの変換器導体と、

前記磁界巻線に電氣的に接続されているとともに、前記カテーテルの前記近位端まで延出している少なくとも1つのモータ導体と、

を備えてなる、カテーテルアセンブリ。

【請求項10】

前記少なくとも1つの変換器は、変換器軸を介して前記端キャップへ連結されている、請求項9に記載のカテーテルアセンブリ。

【請求項11】

前記イメージングコアは、このイメージングコアの近位端に配置された支持ハブをさらに備える、請求項9または10に記載のカテーテルアセンブリ。

【請求項12】

前記モータ軸は、前記支持ハブから前記端キャップまで延出している、請求項11に記載のカテーテルアセンブリ。

【請求項13】

前記ハウジングは、少なくとも部分的に真空排気されている、請求項9から12のいずれか一項に記載のカテーテルアセンブリ。

【請求項14】

血管内超音波システムのためのカテーテルアセンブリであって、前記カテーテルアセンブリは、

長手部分、遠位端、および近位端を有し、前記長手部分に沿って前記近位端から前記遠位端まで延出する内腔を備えるカテーテルと、

前記カテーテルの前記長手部分よりも短い長手部分があり、前記内腔の中へ前記カテーテルの遠位端まで挿入するために構成されかつ配置されているイメージングコアであって、

、

ハウジングの中に遠位端キャップとともに配置され、回転可能な磁石と、この磁石の少なくとも一部の周りに配置された少なくとも2つの磁界巻線とを備えるモータであって、前記磁石がそれに沿って回転する長手方向軸を有するモータと、

該イメージングコアの中に配置された回転可能な少なくとも1つの変換器であって、該少なくとも1つの変換器は変換器磁石を備え、該少なくとも1つの変換器は、印加された電気信号を音響信号へ変換するために、また、受信したエコー信号を電気信号へ変換するために、構成されかつ配置され、さらに、前記変換器磁石および前記モータの磁石は、前記モータの磁石の回転が該少なくとも1つの変換器を前記モータの磁石とともに回転させるように、前記端キャップ内で磁氣的に連結されている、回転可能な少なくとも1つの変換器と、

前記少なくとも1つの変換器と電氣的に接続された変圧器と、  
を備えるイメージングコアと、

前記変圧器と電氣的に接続されているとともに、前記カテーテルの前記近位端まで延出している少なくとも1つの変換器導体と、

前記磁界巻線と電氣的に接続されているとともに、前記カテーテルの前記近位端まで延出している少なくとも1つのモータ導体と、

を備えてなる、カテーテルアセンブリ。

【請求項15】

前記変圧器は、静止構成要素と、この静止構成要素から間隔をおいて配置された回転構成要素とを備え、前記静止構成要素は前記端キャップの中に配置され、前記回転構成要素は前記少なくとも1つの変換器の中に配置されている、請求項14に記載のカテーテルアセ

10

20

30

40

50

ンブリ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血管内超音波イメージングシステムおよび該システムの製造および使用方法の分野に関する。また、本発明は、カテーテル内の遠位に配置されたイメージングコアを含み、そのイメージングコアが、回転可能なモータを含む血管内超音波システム、および該イメージングコア、モータおよび血管内超音波システムの製造および使用方法に関する。

【背景技術】

10

【0002】

(関連出願への相互参照)

本出願は、2009年3月31日に提出されてその全内容が参照によってこの明細書の中に組み入れられている米国特許出願第12/415,724号の優先権を主張するものである。

【0003】

血管内超音波(intravascular ultrasound: "IVUS")イメージングシステムは、様々な病気および疾患に対する診断能力が証明されている。例えば、IVUSイメージングシステムは、血栓を診断し、そして血流を回復させ、または増やすためのステントおよび他の装置を選択および配置する際に、医師を支援するための情報を与えるための画像診断法として用いられている。IVUSイメージングシステムは、血管内の特定の箇所に蓄積されたアテローム斑を診断するのに用いられてきた。IVUSイメージングシステムは、血管内閉塞または狭窄の存在、ならびに閉塞または狭窄の性質および程度を判断するのに用いることができる。IVUSイメージングシステムは、例えば、動き(例えば、心拍)または1つ以上の構造(例えば、撮像されることを望まない1つ以上の血管)による閉塞により、他の血管内画像化技術、例えば、血管造影法を用いて可視化するのが困難な血管系の断片を可視化するのに用いることができる。IVUSイメージングシステムは、血管造影およびステント留置等の進行中の血管内治療をリアルタイム(または、ほぼリアルタイム)でモニタまたは評価するのに用いることができる。また、IVUSイメージングシステムは、1つ以上の心腔をモニタするのに用いることができる。

20

30

【0004】

IVUSイメージングシステムは、様々な病気または疾患を可視化するための診断ツールを実現できるように開発されてきた。IVUSイメージングシステムは、(パルス発生器、イメージプロセッサおよびモニタを備えた)制御モジュールと、カテーテルと、該カテーテル内に配置された1つ以上の変換器とを含むことができる。この変換器を含むカテーテルは、撮像される領域内またはその領域に近い内腔または空洞、例えば、血管壁、または血管壁に近い患者の組織に配置することができる。制御モジュール内のパルス発生器は、1つ以上の変換器に送られて、患者の組織を通して伝達される音響パルスに変換される電気パルスを発生させる。伝達された音響パルスの反射パルスは、1つ以上の変換器によって吸収されて、電気パルスに変換される。変換された電気パルスは、イメージプロセッサへ送られて、モニタ上に表示可能な画像に変換される。

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明の目的は、カテーテル内の遠位に配置されたイメージングコアを含み、そのイメージングコアが、回転可能なモータを含む血管内超音波システム、および該イメージングコア、モータおよび血管内超音波システムの製造および使用方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

50

一実施形態では、血管内超音波システムのためのカテーテルアセンブリには、カテーテル、イメージングコア、少なくとも1つのカテーテル導体、および少なくとも1つのモータ導体が含まれている。上記カテーテルには、長手部分、遠位端、および近位端がある。このカテーテルには、このカテーテルの上記長手部分に沿ってその近位端から遠位端へ延出する内腔が含まれている。上記イメージングコアには、上記カテーテルの上記長手部分よりも実質的に短い長手部分がある。このイメージングコアは、上記内腔の中へ上記カテーテルの遠位端まで挿入するために構成されかつ配置されている。このイメージングコアには、回転可能な駆動軸、少なくとも1つの変換器、変圧器、少なくとも1つのイメージングコア、およびモータが含まれている。上記回転可能な駆動軸には遠位端と近位端とがある。上記少なくとも1つの変換器は、上記駆動軸の遠位端に取り付けられているとともに、印加された電気信号を音響信号へ変換するために、また、受信したエコー信号を電気信号へ変換するために、構成されかつ配置されている。上記変圧器は上記駆動軸の近位端に配置されている。上記少なくとも1つのイメージングコア導体は、上記少なくとも1つの変換器を上記変圧器へ連結している。上記モータは、1つ以上の変換器と変圧器との間で上記駆動軸へ連結されている。このモータには、回転可能な磁石と、この磁石の少なくとも一部の周りに配置された少なくとも2つの磁界巻線とが含まれている。この磁石には、長手方向軸と、この磁石の上記長手方向軸に沿って画定された開口とがある。上記少なくとも1つのカテーテル導体は、上記変圧器へ電氣的に接続されているとともに、上記カテーテルの近位端まで延出している。上記少なくとも1つのモータ導体は、上記磁界巻線へ電氣的に接続されているとともに、上記カテーテルの近位端まで延出している。

10

20

【0007】

別の実施形態では、血管内超音波システムのためのカテーテルアセンブリには、カテーテル、イメージングコア、少なくとも1つのカテーテル導体、および少なくとも1つのモータ導体が含まれている。上記カテーテルには、長手部分、遠位端、および近位端がある。このカテーテルには、このカテーテルの長手部分に沿ってその近位端から遠位端まで延出する内腔が含まれている。上記イメージングコアには、上記カテーテルの上記長手部分よりも実質的に短く、かつ、上記内腔の中へ上記カテーテルの遠位端まで挿入するために構成されかつ配置された長手部分がある。このイメージングコアには、モータ、少なくとも1つの変換器、およびミラーが含まれている。このモータには、回転可能な磁石と、この磁石の少なくとも一部の周りに配置された少なくとも2つの磁界巻線とが含まれている。この磁石には、長手方向軸と、この磁石の上記長手方向軸に沿って画定された開口とがある。上記少なくとも1つの変換器は、上記イメージングコアの中に配置されている。上記少なくとも1つの変換器は、印加された電気信号を音響信号へ変換するために、また、受信したエコー信号を電気信号へ変換するために、構成されかつ配置されている。上記少なくとも1つの変換器は、その少なくとも1つの変換器が上記磁石とともに回転しないような位置に固定されている。上記ミラーは、上記少なくとも1つの変換器の遠位に配置されているとともに、音響ビームが上記少なくとも1つの変換器から上記ミラーまで放射されたときにその音響ビームが上記磁石の長手方向軸に対して平行でない方向に方向を変えるような角度で傾けられている。上記磁石の回転によって、上記ミラーの回転が引き起こされる。上記少なくとも1つのカテーテル導体は、上記1つ以上の変換器と電氣的に接続されているとともに、上記カテーテルの近位端まで延出している。上記少なくとも1つのモータ導体は、上記磁界巻線と電氣的に接続されているとともに、上記カテーテルの近位端まで延出している。

30

40

【0008】

さらに別の実施形態では、血管内超音波イメージングシステムを使用して患者の画像診断をするための方法には、カテーテルを患者の血管系の中へ挿入することが含まれている。このカテーテルには、同カテーテルの中に画定された内腔の遠位部分に配置されるイメージングコアが含まれている。このイメージングコアは、少なくとも1つの導体によって制御モジュールへ電氣的に接続されている。このイメージングコアには長手方向軸があり、また、少なくとも1つの変換器と、上記制御モジュールから、上記磁石の少なくとも一

50

部の周りに巻かれた少なくとも2つの磁界巻線への電流の印加によって回転する磁石と、が含まれている。上記磁石の回転によって、上記少なくとも1つの変換器の回転が引き起こされる。上記イメージングコアは、画像化されるべき領域の中に置かれている。少なくとも1つの電気信号が、上記制御モジュールから上記少なくとも1つの変換器まで送信される。少なくとも1つの電気信号が、上記制御モジュールから上記少なくとも2つの磁界巻線まで送られる。少なくとも1つの音響信号が、上記少なくとも1つの変換器から、上記イメージングコアの長手方向軸に対して平行でない方向に、患者の組織まで送信される。少なくとも1つのエコー信号が、隣接する画像作成済み患者組織どうしの間における組織境界から、上記イメージングコアによって受信される。少なくとも1つの変換済みエコー信号が、上記少なくとも1つの変換器から上記制御モジュールまで、処理のために送信される。

10

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本発明による血管内超音波イメージングシステムの一実施形態の概略図である。

【図2】本発明による血管内超音波イメージングシステムのカテーテルの一実施形態の概略側面図である。

【図3】本発明によるカテーテル内に画定された内腔内にイメージングコアが配置されている、図2に示されたカテーテルの遠位端についての一実施形態の概略斜視図である。

【図4】本発明によるカテーテルの遠位端についての一実施形態の概略縦断面図であって、そのカテーテルの遠位端には、モータを備えたイメージングコア、変圧器、および1つ以上の回転変換器が含まれている。

20

【図5】本発明による回転磁石および関連する巻線の一実施形態の概略斜視図である。

【図6】本発明による、薄膜上に配置された巻線の一実施形態の概略上面図である。

【図7】本発明によるカテーテルの遠位端についての別の実施形態の概略縦断面図であって、そのカテーテルの遠位端には、モータを備えたイメージングコア、および上記モータのいずれか一方の端部に配置されたドラッグ低減要素が含まれている。

【図8】本発明によるカテーテルの遠位端についてのさらに別の実施形態の概略縦断面図であって、そのカテーテルの遠位端には、モータを備えたイメージングコア、1つ以上の静止変換器、および回転ミラーが含まれている。

【図9】本発明による変換器の一実施形態の概略横断面図である。

30

【図10】本発明によるカテーテルの遠位端についての別の実施形態の概略縦断面図であって、そのカテーテルの遠位端には、モータを備えたイメージングコア、1つ以上の静止変換器、および回転ミラーが含まれている。

【図11】本発明によるカテーテルの遠位端についてのさらに別の実施形態の概略縦断面図であって、そのカテーテルの遠位端には、モータを備えたイメージングコア、1つ以上の回転変換器、および変圧器が含まれている。

【図12】本発明による、モータの周りに回転磁界を形成するために構成されかつ配置された2相巻線形態の一実施形態の概略斜視図である。

【図13】本発明による、モータの周りに配置された、図12の2つの単一巻回巻線についての一実施形態の概略横断面図である。

40

【図14】本発明による、モータの周りに回転磁界を形成するために構成されかつ配置された3相巻線形態の一実施形態の概略斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

本発明の非限定的で非網羅的な実施形態が、以下の図面を参照して説明される。これらの図面において、類似の参照符号は、特に指定しない限り、さまざまな図を通じて、類似の部分の意味している。

【0011】

本発明をいっそうよく理解するために、参照は、添付図面とともに読み取られる以下の詳細な説明に対して行われる。

50

本発明は、血管内超音波イメージングシステム、および該システムの製造および使用方法の分野に関する。また、本発明は、カテーテル内の遠位に配置されるイメージングコアを含み、そのイメージングコアが回転可能なモータを含む、血管内超音波システム、ならびに該イメージングコア、モータおよび血管内超音波システムの製造方法に関する。

#### 【0012】

適切な血管内超音波（“IVUS”）イメージングシステムは、限定するものではないが、患者への経皮挿入のために構成および配置されたカテーテルの遠位端に設けられた1つ以上の変換器を含む。カテーテルを伴うIVUSイメージングシステムの例は、例えば、米国特許第7,306,561号明細書および同第6,945,938号明細書、ならびに米国特許出願公開第20060253028号明細書、同第20070016054号明細書、同第20070038111号明細書、20060173350号明細書および同第20060100522号明細書にあり、それら全ての明細書は、参照によって本願明細書に組み込むものとする。

#### 【0013】

図1は、IVUSイメージングシステム100の一実施形態を概略的に示す。IVUSイメージングシステム100は、制御モジュール104に連結可能なカテーテル102を含む。制御モジュール104は、例えば、プロセッサ106と、パルス発生器108と、駆動ユニット110と、1つ以上のディスプレイ112とを含むことができる。少なくともいくつかの実施形態において、パルス発生器108は、カテーテル102内に配置された1つ以上の変換器（図3における符号312）に入力することのできる電気パルスを生

#### 【0014】

成する。少なくともいくつかの実施形態において、駆動ユニット110内に設けられたブルバックモータからの力学的エネルギーは、カテーテル102内に設けられたイメージングコア（図3における符号306）の並進運動を生じさせるのに用いることができる。少なくともいくつかの実施形態において、1つ以上の変換器（図3における符号312）から伝達された電気パルスは、処理のためのプロセッサ106に入力することができる。少なくともいくつかの実施形態において、1つ以上の変換器（図3における符号312）から生じた処理済み電気パルスは、1つ以上のディスプレイ112に1つ以上の画像として表示することができる。少なくともいくつかの実施形態において、プロセッサ106は、制御モジュール104の1つ以上の他のコンポーネントの機能動作を制御するのにも

#### 【0015】

用いることができる。例えば、プロセッサ106は、パルス発生器108から伝送される電気パルスの周波数または持続期間、駆動ユニット110によるイメージングコア（図3における符号306）の回転速度、イメージングコア（図3における符号306）のブルバックの速度または長さ、または1つ以上のディスプレイ112上に形成される1つ以上の画像の1つ以上の特性のうちの少なくとも1つを制御するのに用いることができる。図2は、IVUSイメージングシステム（図1における符号100）のカテーテル102の一実施形態の概略側面図である。カテーテル102は、長尺部材202と、ハブ204とを含む。長尺部材202は、近位端206および遠位端208を含む。図2において、長尺部材202の近位端206は、カテーテルハブ204に連結されており、該長尺部材の遠位端208は、患者への経皮挿入のために構成および配置されている。少なくともいくつかの実施形態において、カテーテル102は、少なくとも1つのフラッシュポート、例えば、フラッシュポート210を画定している。少なくともいくつかの実施形態において、フラッシュポート210は、ハブ204に画定されている。少なくともいくつかの実施形態において、ハブ204は、制御モジュール（図1における符号104）に連結するように構成および配置されている。いくつかの実施形態において、長尺部材202およびハブ204は、一体として形成される。他の実施形態においては、長尺部材202およびカテーテルハブ204は、別々に形成されて、その後、一緒に組立てられる。

#### 【0016】

図3は、カテーテル102の長尺部材202の遠位端208の一実施形態の概略斜視図

である。長尺部材 2 0 2 は、シース 3 0 2 および内腔 3 0 4 を含む。イメージングコア 3 0 6 は、内腔 3 0 4 内に配置されている。イメージングコア 3 0 6 は、回転可能な駆動軸 3 1 0 の遠位端に連結された撮像装置 3 0 8 を含む。

【 0 0 1 7 】

シース 3 0 2 は、患者への挿入に適した何らかのフレキシブルな生体適合性材料から形成することができる。適切な材料の例は、例えば、ポリエチレン、ポリウレタン、プラスチック、らせん状カットのステンレス鋼、ニチノールハイポチューブ等またはこれらの組合せを含む。

【 0 0 1 8 】

1 つ以上の変換器 3 1 2 を撮像装置 3 0 8 に取付けて、音響パルスを送受信するのに利用することができる。(図 3 に示すように) 好適な実施形態において、変換器 3 1 2 からなるアレイは、撮像装置 3 0 8 に取付けられる。他の実施形態においては、単一の変換器を採用することができる。また別の実施形態においては、不規則なアレイ状態にある多数の変換器を採用することができる。どのような数の変換器 3 1 2 も用いることができる。例えば、2、3、4、5、6、7、8、9、10、12、15、16、20、25、50、100、500、1000 またはそれ以上の数の変換器が可能である。認識されるように、他の数の変換器も用いることができる。

10

【 0 0 1 9 】

1 つ以上の変換器 3 1 2 は、逆もまた同様であるが、印加された電気パルスを、1 つ以上の変換器 3 1 2 の表面の圧力歪みに変換することが可能な 1 つ以上の既知の材料から形成することができる。適切な材料の例は、圧電セラミック材料、圧電複合材料、圧電プラスチック、チタン酸バリウム、チタン酸ジルコン酸鉛、メタニオブ酸鉛、ポリフッ化ビニリデン等を含む。

20

【 0 0 2 0 】

この 1 つ以上の変換器 3 1 2 の表面の圧力歪みは、1 つ以上の変換器 3 1 2 の共振周波数に基づいて、ある周波数の音響パルスを生成する。1 つ以上の変換器 3 1 2 の共振周波数は、1 つ以上の変換器 3 1 2 を形成するのに用いられるサイズ、形状および材料の影響を受ける可能性がある。1 つ以上の変換器 3 1 2 は、カテーテル 1 0 2 内に配置するのに適した、および 1 つ以上の選択した方向に所望の周波数の音響パルスを伝播させるのに適した何らかの形状で形成することができる。例えば、例えば、変換器は、ディスク状、ブロック状、矩形状、卵形等とすることができる。該 1 つ以上の変換器は、例えば、ダイシング、ダイスアンドフィル、機械加工、微細加工を含む何らかのプロセスによって、所望の形状で形成することができる。

30

【 0 0 2 1 】

一例として、1 つ以上の変換器 3 1 2 のうちの各々は、導電性音響レンズと、音響吸収材料(例えば、タングステン粒子を備えたエポキシ基板)から形成された導電性裏当て材との間に挟まれた圧電材料からなる層を含むことができる。作動中、該圧電層は、該裏当て材および該音響レンズによって電氣的に励起して、音響パルスの放射を引き起こすことができる。

【 0 0 2 2 】

少なくともいくつかの実施形態において、1 つ以上の変換器 3 1 2 は、周囲空間の径方向断面画像を形成するのに用いることができる。従って、例えば、1 つ以上の変換器 3 1 2 がカテーテル 1 0 2 内に配置され、患者の血管内に挿入されると、1 つ以上の変換器 2 1 2 は患者の血管壁部およびその周辺組織の画像を形成するのに用いることができる。

40

【 0 0 2 3 】

少なくともいくつかの実施形態において、イメージングコア 3 0 6 は、カテーテル 1 0 2 の長手方向軸周りに回転することができる。イメージングコア 3 0 6 が回転する際、1 つ以上の変換器 3 1 2 は、異なる径方向に音響パルスを放射する。十分なエネルギーを有する放射された音響パルスが、1 つ以上の媒体境界、例えば、1 つ以上の組織境界に遭遇した場合、放射された音響パルスの一部は、放射中の変換器にエコーパルスとして反射さ

50



れる。検出されるのに十分なエネルギーを備えた状態にて変換器に到達する各エコーパルスは、受信中の変換器内で電気信号に変換される。1つ以上の変換された電気信号は、制御モジュール（図1における符号104）に伝送され、そこでプロセッサ106は、電気信号特性を処理して、伝送された音響パルスおよび受信したエコーパルスの各々からの情報の収集に少なくとも部分的に基づいて、撮像した領域の表示可能な画像を形成する。

【0024】

1つ以上の変換器312が、音響パルスを放射するカテーテル102の長手方向軸周りに回転すると、1つ以上の変換器312を取り囲む領域の一部、例えば、関心のある血管の壁部、および血管を取り囲む組織等の径方向断面画像を集合的に形成する複数の画像が形成される。少なくともいくつかの実施形態において、その径方向断面画像は、1つ以上のディスプレイ（図1における符号112）に表示することができる。

10

【0025】

少なくともいくつかの実施形態において、駆動ユニット（図1における符号110）は、カテーテル102の内腔内でのイメージングコア306への並進運動を生じさせるのに用いられるが、カテーテル102は静止したままである。例えば、イメージングコア306は、前進する（カテーテル102の遠位端に向かって移動する）ことができ、または、カテーテル102の内腔304内で後退する／引き戻す（カテーテル102の近位端に向かって移動する）ことができ、一方、カテーテル102は、患者の血管系の固定位置（例えば、血管、心臓等）にとどまる。イメージングコア306の長手方向の運動（例えば、プルバック）の間、撮像手順を実行することができ、この場合、複数の断面画像が、患者の血管の長手方向に沿って形成される。

20

【0026】

少なくともいくつかの実施形態において、イメージングコアのプルバック距離は、少なくとも5cmである。少なくともいくつかの実施形態において、イメージングコアのプルバック距離は、少なくとも10cmである。少なくともいくつかの実施形態において、イメージングコアのプルバック距離は、少なくとも15cmである。少なくともいくつかの実施形態において、イメージングコアのプルバック距離は、少なくとも20cmである。少なくともいくつかの実施形態において、イメージングコアのプルバック距離は、少なくとも25cmである。

【0027】

30

1つ以上の変換器312から異なる深度で生成された画像の品質は、例えば、帯域幅、変換器焦点、ビームパターンおよび音響パルスの周波数を含む1つ以上の要因に影響を受ける可能性がある。また、1つ以上の変換器312から出力された音響パルスの周波数も、1つ以上の変換器312から出力された音響パルスの侵入深さに影響を及ぼす可能性がある。一般に、音響パルスの周波数が低下するにつれて、患者の組織内の音響パルスの侵入深さは増加する。少なくとも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、5MHz～60MHzの周波数範囲内で作動する。

【0028】

少なくともいくつかの実施形態において、1つ以上の変換器312がイメージングコア306の遠位端208に取付けられているカテーテル102は、例えば血管のような画像化される選択した領域の選択部分から離れた箇所で、例えば大腿動脈のような接近可能な血管を介して患者に経皮的に挿入することができる。その結果、カテーテル102は、患者の血管を通して、選択された撮像箇所、例えば、選択された血管の一部へ前進させることができる。

40

【0029】

動作中には、イメージングコア306の均一な回転を有することが好ましい。カテーテル102が、患者の血管を通して進む場合、カテーテル102は、カテーテル102の1つ以上の部分を圧迫し、および作動中に、イメージングコア306の不均一な回転（例えば、揺動、振動等）を引き起こす可能性のある1つ以上の蛇行した領域または1つ以上の狭い領域を進むことができる。不均一な回転は、後に生成されるIVUS画像の歪みにつ

50

ながる可能性がある。例えば、後に生成される I V U S 画像が不鮮明になる可能性がある。

#### 【 0 0 3 0 】

従来のシステムにおいては、回転モータは、カテーテル 3 0 2 の近位部に設けられているか、あるいは、そのカテーテルの近位部が取付けられているユニット内に設けられている。近位端に配置された回転モータおよびイメージングコアと、作動中にそのカテーテルの遠位端が配置されている血管の蛇行した実物と、の間に距離があるので、不均一な回転は防ぐのが困難であり得る。

#### 【 0 0 3 1 】

イメージングコア上に配置されるとともにカテーテルの遠位端に位置決めされるモータが記載されている。イメージングコアは、カテーテルの長手部分よりも実質的に短い長手部分を有する。また、イメージングコアは、1つ以上の変換器も含む。少なくともいくつかの実施形態において、イメージングコア内にモータを配置すると、1つ以上の軸外力（例えば、カテーテルの一部を圧迫する血管壁）によって引き起こされる不均一な回転を少なくするか、またはなくすることも可能である。少なくともいくつかの実施形態において、モータは、永久磁石で形成された回転子を含む。少なくともいくつかの実施形態において、カテーテルは、1 mm 以下の外径を有する。

#### 【 0 0 3 2 】

カテーテル 1 0 2 の遠位端は、1つ以上の変換器の正確な位置または方向に関する何らかの情報を有することなく、患者の血管内に配置される場合もある。少なくともいくつかの実施形態においては、1つ以上の変換器の位置または方向を検出するために、検出装置をイメージングコア内に設けることができる。少なくともいくつかの実施形態において、検出装置は、1つ以上の磁気センサを含む。いくつかの実施形態において、検出装置は、患者の外部に設けられた複数の磁気センサを含む。他の実施形態においては、1つ以上のセンサが患者内に配置され、また、複数のセンサが患者の外部に配置される。

#### 【 0 0 3 3 】

付随的に、または代替的に、少なくともいくつかの実施形態において、検出装置は、モータによって生じた回転磁石磁化ベクトルの振幅または方向を測定する。少なくともいくつかの実施形態において、磁気センサ装置からのデータを駆動回路に入力して、（例えば、フィードバックループを介して）イメージングコアの制御された均一な回転を実現することができる。また、少なくともいくつかの実施形態において、検出装置からのデータを使用して、イメージングコアの不均一な回転中に集められたデータに対する補正を行うことができる。

#### 【 0 0 3 4 】

図 4 は、カテーテル 4 0 2 の遠位端の一実施形態の概略縦断面図である。カテーテル 4 0 2 は、シース 4 0 4 および内腔 4 0 6 を含む。回転可能なイメージングコア 4 0 8 が、カテーテル 4 0 2 の遠位端の内腔 4 0 6 に配置されている。イメージングコア 4 0 8 は回転可能な駆動軸 4 1 0 を含み、この駆動軸 4 1 0 には、同駆動軸 4 1 0 の遠位端に連結された1つ以上の変換器 4 1 2 と、駆動軸 4 1 0 の近位端に連結された変圧器 4 1 4 とが含まれている。イメージングコア 4 0 8 には、駆動軸 4 1 0 に連結されたモータ 4 1 6 もまた含まれている。1つ以上のイメージングコア導体 4 1 8 によって、1つ以上の変換器 4 1 2 が変圧器 4 1 4 と電気的に接続されている。少なくともいくつかの実施形態では、1つ以上のイメージングコア導体 4 1 8 が駆動軸 4 1 0 の内部に延出している。1つ以上のカテーテル導体 4 2 0 によって、変圧器 4 1 4 が制御モジュール（図 1 では 1 0 4 ）と電気的に接続されている。少なくともいくつかの実施形態では、カテーテル導体 4 2 0 の1つ以上は、同軸ケーブル、あるいはツイストペアケーブルなどのようなシールド電気ケーブルとして、カテーテル 4 0 2 の長手部分の少なくとも一部に沿って延出している。

#### 【 0 0 3 5 】

カテーテル 4 0 2 に1つ以上の回転可能な変換器 4 1 2 が使用されているときには、変

10

20

30

40

50

圧器 4 1 4 は、このシステムの静止部分（例えば、制御モジュール（図 1 では 1 0 4 ））とこのシステムの回転部分（例えば、1 つ以上の変換器 4 1 2 ）とを電氣的に接続するために使用されるのが一般的である。回転変換器が使用されている従来のシステムでは、その変圧器は、カテーテルの近位端（図 2 におけるカテーテルハブ 2 0 4 のような）に配置されている。一般的に、変圧器 4 1 4 には、回転構成要素および静止構成要素（例えば、回転子および固定子、あるいは回転平形コイルおよび静止平形コイルなど）の間の誘導結合が利用されている。制御モジュール（図 1 では 1 0 4 ）からの電流のパルスは、上記静止構成要素を介して上記回転構成要素の中で誘導される。この誘導された電流は、1 つ以上の変換器へ送られてもよく、また、音響信号へ変換されて、1 つ以上の音響パルスとして放射されてもよい。1 つ以上の変換器によって受信されたエコーパルスは、電気信号に変換されて、上記回転構成要素へ送信することができる。この回転構成要素の中における電気信号によって、上記静止構成要素の中に電圧が誘起される。少なくともいくつかの実施形態では、上記電圧は、処理のために制御モジュール（図 1 では 1 0 4 ）へ入力することができる。

#### 【 0 0 3 6 】

変圧器 4 1 4 はイメージングコア 4 0 8 上に配置されている。少なくともいくつかの実施形態では、変圧器 4 1 4 には、駆動軸 4 1 0 に連結された回転構成要素 4 2 2 と、この回転構成要素 4 2 2 から間隔をおいて配置された静止構成要素 4 2 4 とが含まれている。いくつかの実施形態では、静止部分 4 2 4 は、回転構成要素 4 2 2 に対して近位であって、同回転構成要素 4 2 2 に直接隣接している。回転構成要素 4 2 2 は、イメージングコア 4 0 8 の中に配置された 1 つ以上のイメージングコア導体 4 1 8 を介して、1 つ以上の変換器 4 1 2 と電氣的に接続されている。静止構成要素 4 2 4 は、内腔 4 0 6 の中に配置された 1 つ以上の導体 4 2 0 を介して、制御モジュール（図 1 では 1 0 4 ）と電氣的に接続されている。電流が回転構成要素 4 2 2 および静止構成要素 4 2 4 （例えば、回転子および固定子、あるいは回転平形コイルおよび静止平形コイルなど）の間に誘導的に通じる。

#### 【 0 0 3 7 】

少なくともいくつかの実施形態では、変圧器 4 1 4 はイメージングコア 4 0 8 の近位端に配置されている。少なくともいくつかの実施形態では、変圧器 4 1 4 の構成要素 4 2 2 および 4 2 4 はフェライト形態に配置されている。少なくともいくつかの実施形態では、これらの構成要素 4 2 2 および 4 2 4 は、カテーテルの近位端に従来配置されていた構成要素よりも寸法が小さい。加えて、これらの構成要素 4 2 2 および 4 2 4 を形成するために使用されているワイヤ 4 1 8 の直径は、従来の構成要素に使用されていたワイヤの直径より寸法が小さくてもよい。少なくともいくつかの実施形態では、ワイヤ 4 1 8 の直径は、0 . 0 0 4 インチ（0 . 0 1 0 c m ）以下である。少なくともいくつかの実施形態では、このワイヤの直径は、0 . 0 0 3 インチ（0 . 0 0 8 c m ）以下である。少なくともいくつかの実施形態では、このワイヤの直径は、0 . 0 0 2 インチ（0 . 0 0 5 c m ）以下である。

#### 【 0 0 3 8 】

加えて、回転構成要素 4 2 2 を 1 つ以上の変換器 4 1 2 へ連結するために使用されているワイヤ 4 1 8 の長さは従来の構成要素よりも短いことがあるが、その理由は、構成要素 4 2 2 が、典型的に、従来のシステムよりも、1 つ以上の変換器 4 1 2 に対していっそう近傍に配置されているからである。それゆえ、回転構成要素 4 2 2 を形成するために使用されるとともに 1 つ以上の変換器 4 1 2 へ連結するために使用されるワイヤ 4 1 8 の抵抗は、従来のシステムのためのものよりも小さいであろう。従って、構成要素 4 2 2 および 4 2 4 のインダクタンスおよび相互インダクタンスは、従来のコイルに比べて、構成要素 4 2 2 および 4 2 4 の巻回数を増大させることによって調節することが必要であろう。

#### 【 0 0 3 9 】

モータ 4 1 6 は回転子 4 2 6 および固定子 4 2 8 を含む。少なくともいくつかの実施形態では、回転子 4 2 6 は長手方向軸を備えた永久磁石であり、その長手方向軸は、二方向矢印 4 3 0 によって表示されており、イメージングコア 4 0 8 の長手方向軸と駆動軸 4 1

10

20

30

40

50

0 に対して同軸である。磁石 4 2 6 は、例えば、ネオジウム - 鉄 - ボロンなどのようなものが含まれる、埋め込みに適した相異なる多くの磁性材料から形成することができる。適切なネオジウム - 鉄 - ボロン磁石の一つの例は、カリフォルニア州サンノゼの Hitachi Metal America から入手可能である。

#### 【0040】

少なくともいくつかの実施形態では、磁石 4 2 6 は円筒形である。少なくともいくつかの実施形態では、磁石 4 2 6 には 1 . 4 T 以上の磁化強さ M がある。少なくともいくつかの実施形態では、磁石 4 2 6 には 1 . 5 T 以上の磁化強さ M がある。少なくともいくつかの実施形態では、磁石 4 2 6 には 1 . 6 T 以上の磁化強さ M がある。少なくともいくつかの実施形態では、磁石 4 2 6 には、磁石 4 2 6 の長手方向軸に対して垂直である磁化ベクトルを有する。少なくともいくつかの実施形態では、磁石 4 2 6 はハウジング 4 3 2 の中に配置されている。

10

#### 【0041】

少なくともいくつかの実施形態では、磁石 4 2 6 は、駆動軸 4 1 0 に連結されているとともに、動作時に駆動軸 4 1 0 を回転させるために構成されかつ配置されている。少なくともいくつかの実施形態では、磁石 4 2 6 には、磁石 4 2 6 の長手方向軸に沿った開口 4 3 4 が画定されている。少なくともいくつかの実施形態では、駆動軸 4 1 0 と 1 つ以上のイメージングコア導体 4 1 8 とが開口 4 3 4 を通って延出している。少なくともいくつかの実施形態では、駆動軸 4 1 0 は、連続しておらず、例えば磁石 4 2 6 の相対向する端部で磁石 4 2 6 と連結されている。この場合、1 つ以上のイメージングコア導体 4 1 8 は依然として、開口 4 3 4 を通って延出している。少なくともいくつかの実施形態では、磁石 4 2 6 は接着剤によって駆動軸 4 1 0 へ連結されている。これに代えて、いくつかの実施形態では、駆動軸 4 1 0 および磁石 4 2 6 は、単一のブロックから、イメージングコア導体 4 1 8 を受け入れるために駆動軸 4 1 0 の全長に穿孔された開口 4 3 4 を備えた磁性材料へ、機械加工することができる。

20

#### 【0042】

少なくともいくつかの実施形態では、固定子 4 2 8 は 2 つの垂直に配向された磁界巻線 (図 5 では 5 0 2 および 5 0 4 ) を含み、これらによって、磁石 4 2 6 の回転を引き起こすトルクを生じるための回転磁界がもたらされる。固定子 4 2 8 には、1 つ以上のモータ導体 4 3 6 を介して制御モジュール (図 1 では 1 0 4 ) から電力がもたらされる。

30

#### 【0043】

少なくともいくつかの実施形態では、イメージングコア 4 0 8 に検出装置 4 3 8 が配置されている。少なくともいくつかの実施形態では、この検出装置 4 3 8 はハウジング 4 3 2 に連結されている。少なくともいくつかの実施形態では、この検出装置 4 3 8 は、特定方向における磁界の大きさを測定するために構成されかつ配置されている。少なくともいくつかの実施形態では、この検出装置 4 3 8 は、測定された情報の少なくともいくつかを利用して磁石 4 2 6 の角度位置を検出する。少なくともいくつかの実施形態では、検出装置 4 3 8 によって得られた測定情報の少なくともいくつかは、1 つ以上のモータ導体 4 3 6 によって固定子 4 2 8 へもたらされた電流を制御するために利用される。

40

#### 【0044】

少なくともいくつかの実施形態では、カテーテル 4 0 2 の直径は 0 . 0 4 2 インチ ( 0 . 1 1 c m ) 以下である。少なくともいくつかの実施形態では、カテーテル 4 0 2 の直径は 0 . 0 4 0 インチ ( 0 . 1 1 c m ) 以下である。少なくともいくつかの実施形態では、カテーテル 4 0 2 の直径は 0 . 0 3 8 インチ ( 0 . 1 0 c m ) 以下である。少なくともいくつかの実施形態では、カテーテル 4 0 2 の直径は 0 . 0 3 6 インチ ( 0 . 0 9 c m ) 以下である。少なくともいくつかの実施形態では、カテーテル 4 0 2 の直径は 0 . 0 3 4 インチ ( 0 . 0 9 c m ) 以下である。少なくともいくつかの実施形態では、カテーテル 4 0 2 の直径は、血管内エコー心電図検査システムを収容するような大きさにされている。

#### 【0045】

少なくともいくつかの実施形態では、磁石 4 2 6 の直径は 0 . 0 2 5 インチ ( 0 . 0 6

50

cm) 以下である。少なくともいくつかの実施形態では、磁石 4 2 6 の直径は 0 . 0 2 2 インチ ( 0 . 0 6 cm ) 以下である。少なくともいくつかの実施形態では、磁石 4 2 6 の直径は 0 . 0 1 9 インチ ( 0 . 0 5 cm ) 以下である。少なくともいくつかの実施形態では、開口 4 3 4 の直径は 0 . 0 1 0 インチ ( 0 . 0 3 cm ) 以下である。少なくともいくつかの実施形態では、開口 4 3 4 の直径は 0 . 0 0 9 インチ ( 0 . 0 2 cm ) 以下である。少なくともいくつかの実施形態では、開口 4 3 4 の直径は 0 . 0 0 8 インチ ( 0 . 0 2 cm ) 以下である。少なくともいくつかの実施形態では、磁石 4 2 6 の長手部分長さは 0 . 1 3 インチ ( 0 . 3 3 cm ) 以下である。少なくともいくつかの実施形態では、磁石 4 2 6 の長手部分長さは 0 . 1 2 インチ ( 0 . 3 0 cm ) 以下である。少なくともいくつかの実施形態では、磁石 4 2 6 の長手部分長さは 0 . 1 1 インチ ( 0 . 2 8 cm ) 以下である。

10

#### 【 0 0 4 6 】

少なくともいくつかの実施形態では、モータ 4 1 6 によって十分なトルクがもたらされて、1つ以上の変換器 4 1 2 が少なくとも 1 5 H z の周波数で回転する。少なくともいくつかの実施形態では、モータ 4 1 6 によって十分なトルクがもたらされて、1つ以上の変換器 4 1 2 が少なくとも 2 0 H z の周波数で回転する。少なくともいくつかの実施形態では、モータ 4 1 6 によって十分なトルクがもたらされて、1つ以上の変換器 4 1 2 が少なくとも 2 5 H z の周波数で回転する。少なくともいくつかの実施形態では、モータ 4 1 6 によって十分なトルクがもたらされて、1つ以上の変換器 4 1 2 が少なくとも 3 0 H z の周波数で回転する。少なくともいくつかの実施形態では、モータ 4 1 6 によって十分なトルクがもたらされて、1つ以上の変換器 4 1 2 が少なくとも 3 5 H z の周波数で回転する。少なくともいくつかの実施形態では、モータ 4 1 6 によって十分なトルクがもたらされて、1つ以上の変換器 4 1 2 が少なくとも 4 0 H z の周波数で回転する。

20

#### 【 0 0 4 7 】

好ましい実施形態では、上記トルクは、磁石 4 2 6 が回転するように磁石 4 2 6 の長手方向軸 4 3 0 を取り巻いている。磁石 4 2 6 のトルクが長手方向軸 4 3 0 を取り巻くために、磁界巻線 (すなわち、上記固定子のコイル) の磁界は、長手方向軸 4 3 0 の周りに回転する磁界ベクトルとともに、長手方向軸 4 3 0 に対して垂直な平面に存在している。

#### 【 0 0 4 8 】

先に検討したように、固定子 4 2 8 によって、回転子 4 2 6 によるトルクを作り出すための回転磁界がもたらされる。固定子 4 2 8 には、回転磁界を形成するための1つ以上の巻回部としての、磁石 4 2 6 の周りを取り巻く2つの垂直に配向された磁界巻線 (「巻線 ( windings ) 」) が備わっていてもよい。図 5 は、回転磁石 4 2 6 と、互いに直交する矩形ボックス 5 0 2 および 5 0 4 として表示された巻線とからなる一実施形態の概略斜視図である。巻線 5 0 2 および 5 0 4 は互いに直交する2つの矩形として示されているが、これらの巻線 5 0 2 および 5 0 4 のそれぞれは、カテーテル (図 4 では 4 0 2 ) の直径の増大を最小限にするために広げることのできるワイヤの多数巻回を表示してもよい、ということは理解されるであろう。巻線 5 0 2 および 5 0 4 が広げられると、電流の帯が、図 5 に示された電流の線の代わりに生じることがある。

30

#### 【 0 0 4 9 】

少なくともいくつかの実施形態では、巻線 5 0 2 および 5 0 4 を形成するために使用されたワイヤの直径は 0 . 0 0 4 インチ ( 0 . 0 1 0 cm ) 以下である。少なくともいくつかの実施形態では、上記ワイヤの直径は 0 . 0 0 3 インチ ( 0 . 0 0 8 cm ) 以下である。少なくともいくつかの実施形態では、上記ワイヤの直径は 0 . 0 0 2 インチ ( 0 . 0 0 5 cm ) 以下である。

40

#### 【 0 0 5 0 】

磁石 4 2 6 を長手方向軸 4 3 0 の周りに回転させるために、上記トルクは長手方向軸 4 3 0 の周りを取り巻かなければならない。それゆえ、巻線 5 0 2 および 5 0 4 によって発生された磁界は、磁石 4 2 6 にトルクを付与するとともに磁石 4 2 6 を回転させるために長手 ( z ) 軸 4 3 0 の周りに回転する巻線 5 0 2 および 5 0 4 のための磁界ベクトル H と

50

ともに、長手方向軸 4 3 0 に対して垂直な平面に存在していなければならない。図 5 は、互いに対して、かつ、長手方向軸 4 3 0 に対して直交する x 軸 5 0 6 および y 軸 5 0 8 をもまた示している。図 5 に示されたように、磁石 4 2 6 の磁化ベクトル  $M_{510}$  は、長手方向軸 4 3 0 に対して垂直である x - y 平面にある。

【 0 0 5 1 】

巻線 5 0 2 によって、y 軸 5 0 8 に対して平行である巻線 5 0 2 の中心に磁界が作り出される。巻線 5 0 4 によって、x 軸 5 0 6 に対して平行である巻線 5 0 4 の中心に磁界が作り出される。巻線 5 0 2 および 5 0 4 について組み合わされた磁界ベクトル  $H$  は：

【 0 0 5 2 】

【 数 1 】

10

$$\mathbf{H} = H_x \mathbf{x}' + H_y \mathbf{y}'$$

によって与えられ、ここで、 $x'$  および  $y'$  はそれぞれ、x 方向および y 方向における単位ベクトルである。磁化ベクトル  $M$  は角度 5 1 2 で回転し、これは、均一な回転の場合の経過時間に磁石 4 2 6 の角速度を掛けたものに等しい。従って、磁化ベクトル  $M$  は：

【 0 0 5 3 】

【 数 2 】

$$\mathbf{M} = M (\cos(\omega t) \mathbf{x}' + \sin(\omega t) \mathbf{y}')$$

によって与えられる。

20

【 0 0 5 4 】

磁気モーメントベクトル  $m$  は：

【 0 0 5 5 】

【 数 3 】

$$\mathbf{m} = M \mathbf{V}$$

によって与えられ、ここで、 $M$  は、テスラで表した磁石 4 2 6 の磁化ベクトル、また、 $V$  は、磁石 4 2 6 の体積 ( $m^3$ ) である。

【 0 0 5 6 】

磁石 4 2 6 に作用するトルク は：

30

【 0 0 5 7 】

【 数 4 】

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{m} \times \mathbf{H}$$

によって与えられ、ここで、 $\tau$  は、トルクベクトル ( $N \cdot m$ ) であり、 $m$  は、磁気モーメントベクトル (テスラ立方メートル) であり、 $H$  は、巻線 5 0 2 および 5 0 4 の磁界ベクトル (アンペア / m) であり、 $\times$  は、ベクトルクロス積である。

【 0 0 5 8 】

上記ベクトルクロス積は：

【 0 0 5 9 】

40

【 数 5 】

$$\boldsymbol{\tau} = M V (H_y \cos(\omega t) - H_x \sin(\omega t)) \mathbf{z}'$$

として算出することができる。

【 0 0 6 0 】

ベクトルクロス積は、磁気モーメントベクトル  $m$  に対する巻線 5 0 2 および 5 0 4 によって生じたトルクが、実際に長手方向軸 4 3 0 周りにあることを実証している。また、トルクは、巻線 5 0 2 および 5 0 4 によって生成された磁界が

【 0 0 6 1 】

【数 6】

$$H_x = -H \sin(\omega t)$$

$$H_y = H \cos(\omega t)$$

によって示される場合に、均一となり、および時間に無関係となり、それにより

【0062】

【数 7】

$$\tau = MVHz'$$

10

によって示されるトルクが生じる。

【0063】

$H^2 = H_x^2 + H_y^2$  が時間に無関係であり、また、 $H_x$  および  $H_y$  の成分は、 $z'$  軸周りの巻線磁界ベクトル  $H$  の時計回りの回転を表しているため、磁界が均一に回転しているので上記トルクは均一である。この結果として生じる、 $x-y$  平面内の磁化ベクトル  $M$  を有する対称な磁石に対する均一なトルクは、回転磁界電気モータの固有の式である。

【0064】

従って、直交する磁界は、角速度で、長手方向軸 430 周りに均一に回転する磁界を生じさせる。磁石 426 の磁化ベクトル  $M$  は、作動条件下で、システムのドラッグトルクによって決まるスリップ角を有する巻線 502 および 504 の巻線磁界ベクトル  $H$  に追従する。角速度が増加すると、ドラッグトルク（およびスリップ角）は、磁石 426 が、もはや磁界に対応するように十分に速く回転できなくなるまで増加する。

20

【0065】

スリップ角の変化は、非均一な回転につながる可能性がある。少なくともいくつかの実施形態において、検出装置 438 は、均一に回転する磁界を維持することにより、磁石 426 の均一な回転を維持することを容易にする。少なくともいくつかの実施形態において、検出装置 438 は、 $M_x$  および  $M_y$  の成分に対する測定値からのフィードバックによって、 $H_x$  および  $H_y$  を生じさせる電流を制御する。 $H_x$  および  $H_y$  と、 $M_x$  および  $M_y$  と、の関係は：

【0066】

30

【数 8】

$$H_x \propto I_x \propto -M_y \text{ 及び}$$

$$H_y \propto I_y \propto M_x$$

によって示され、ここで、 $I_x$  は、磁界成分  $H_x$  を生成する電流（アンペア）であり、また、 $I_y$  は、磁界成分  $H_y$  を生成する電流（アンペア）である。

【0067】

少なくともいくつかの実施形態において、検出装置 438 は、デジタル形式で実施することができる。少なくともいくつかの実施形態において、検出装置 438 から出力されてデジタル処理されたデータは、均一な回転を維持するために、適時、各ポイントでの電流を算出するのに用いられる。少なくともいくつかの実施形態において、デジタル検出装置 438 は、所定の回転方向の場合の電流を完璧に決めるために、所定のポイントで、磁石 426 の磁界の 1 つ以上の成分を測定することができる。

40

【0068】

少なくともいくつかの他の実施形態において、検出装置 438 は、アナログ形式で実施することができる。少なくともいくつかの実施形態において、アナログ検出装置 438 は、ハウジング（図 4 における符号 432）上またはイメージングコア（図 4 における符号 408）の他の箇所に 90 度離して配置された 2 つの磁気センサを含む。一般に、磁石 426 によって生成された磁界は、巻線 502 および 504 によって生成された磁界よりも

50

実質的に大きい。従って、検出装置 4 3 8 のセンサは、磁石 4 2 6 の中心からセンサまで通る軸に対して、 $x - y$  平面内の磁化ベクトル  $M$  の直角成分を測定する。測定された信号は、増幅し、および巻線 5 0 2 および 5 0 4 内の電流にフィードバックすることができる。前述の式に示すように、電流  $x$  が反転すると、磁石 4 2 6 は時計回りに回転する。電流  $y$  が反転すると、磁石 4 2 6 は反時計回りに回転する。

【 0 0 6 9 】

少なくともいくつかの実施形態において、検出装置 4 3 8 は、患者の外部に設けられた少なくともいくつかの磁気センサを含む。例えば、6 つの個々のセンサを含む 2 つの 3 軸磁気センサは、患者の外部の 2 箇所で、磁石 4 2 6 の回転磁界の  $x$ 、 $y$  および  $z$  成分を測定することができる。少なくともいくつかの実施形態において、回転磁石 4 2 6 の磁界検出は、磁石巻線の駆動電流と同相で回転する磁界のみを検出することによって容易化される。外部センサからのデータは、回転磁石（および I V U S 変換器）の  $x$ 、 $y$  および  $z$  座標、および磁石 4 2 6 の空間的定位を見出すために反転させることができる。このデータは、プルバックイメージング中に、周囲の組織（例えば、動脈の屈曲部）の 3 次元画像を形成するのに用いることができる。

10

【 0 0 7 0 】

少なくともいくつかの実施形態においては、複数のセンサを患者の外部に配置したままで、1 つ以上のセンサを、回転磁石 4 2 6 の近傍に配置して患者に埋め込むことができる。埋め込み可能なセンサは、回転磁石 4 2 6 の角度方向を識別することができ、およびこのデータは、回転磁石の不適切な周波数および位相角を伴う外部センサから得られたデータを受入れずに、回転磁石の適切な周波数および適切な位相角を有する外部センサからのデータのみを受入れて、外部センサデータの信号対雑音比をさらに向上させるのに用いることができる。

20

【 0 0 7 1 】

モータ 4 1 6 によって生成することのできる磁気トルクの量は、カテーテル（図 4 における符号 4 0 2）内に過剰な熱を発生させることなく、巻線 5 0 2 および 5 0 4 を通過することのできる電流の量によって制限することができる。巻線 5 0 2 および 5 0 4 には

【 0 0 7 2 】

【数 9】

$$P = I^2 R$$

30

で示される割合でジュール加熱によって熱が発生し、ここで、 $P$  は、熱として消失した出力（ワット）であり、 $R$  は、巻線 5 0 2 および 5 0 4 の抵抗であり、 $I$  は、電流の振幅（アンペア）である。

【 0 0 7 3 】

正弦波電流が採用されるため、 $P$  の値は 2 で割られる。しかし、2 つの巻線 5 0 2 および 5 0 4 があるため、 $P$  の値に 2 を乗じる。少なくとも 1 つの実験においては、3 0 0 m W までの熱は、モータ（図 4 における符号 4 1 6）の温度を認知できるくらいに増加させることなく、血液または組織内で容易に消失されることが推測されている。少なくとも 1 つの実験において、熱消失は、血流がある場合に、数ワットまで増加することが推測されている。

40

【 0 0 7 4 】

$N$  回巻きで、かつ入力電流  $I$  を有する巻線 5 0 2 および 5 0 4 の磁界  $H$  は、計算することができる。その結果は、通電ラインセグメントによって生成される磁界の場合の式から得られる。典型的には、長手方向軸 4 3 0 と平行な矩形状の巻線 5 0 2 および 5 0 4 の長い方の側の長さは、巻線 5 0 2 および 5 0 4 の短い方の側の長さよりも実質的に大きい。従って、短い方の側は、磁気トルクにそれ程寄与しない可能性がある。 $N$  回巻きで、かつ入力電流  $I$  を有する巻線 5 0 2 および 5 0 4 の磁界  $H$  は

【 0 0 7 5 】



【数 1 0】

$$H = 2NI / (\pi D \sqrt{1 + (D/L)^2})$$

で示され、ここで、Nは、巻線 5 0 2 および 5 0 4 の巻き数の数であり、Dは、巻線幅（メートル）（典型的には、ハウジング（図 4 における符号 4 3 2）の外径）であり、Lは、巻線 5 0 2 および 5 0 4 の長さ（メートル）である。NIは、巻線 5 0 2 および 5 0 4 で消失した電力に関して解析することができる。全てのパラメータの理論的最適化が可能であるが、安全性限界をデザイン実現に組込むことができる。

【0 0 7 6】

一つの例示的な実施形態において、矩形巻線 5 0 2 および 5 0 4 は、長さが 2 . 7 インチ（6 . 8 6 c m）で、直径が 0 . 0 0 2 インチ（0 . 0 0 5 c m）で、抵抗が 0 . 5 の銀線からなる 8 回巻きを有する。磁石 4 2 6 は、外径が 0 . 0 2 2 インチ（0 . 0 5 6 c m）で、内径が 0 . 0 0 9 インチ（0 . 0 2 2 c m）で、長手部分長さが 0 . 1 3 2 インチ（0 . 3 4 c m）の円筒形状を有する。ネオジウム - 鉄 - ボロンから形成された、上述した寸法を有する磁石 4 2 6 の場合の磁化 M は、1 . 4 である。最大出力 P は、0 . 3 ワットであり、最大電流振幅は、0 . 7 7 アンペアであり、NIの量は、6 . 2 アンペアである。上述の値を用いると、磁石 4 2 6 のトルクは：

10

【0 0 7 7】

【数 1 1】

$$\tau = 2MV(NI) / (\pi D \sqrt{1 + (D/L)^2})$$

20

で示される。

【0 0 7 8】

上述した値を挿入すると、 $4 \mu N \cdot m = 0 . 4 g m \cdot mm$  のトルクが生じ、これは、磁石 4 2 6 の予測される最大摩擦ドラッグよりも約 4 倍大きい。対応する力は、約 0 . 1 グラム、または、磁石 4 2 6 の重量の約 3 0 倍である。トルクは、磁石の半径を増すことによって増加させることができるが、カテーテル（図 4 における符号 4 0 2）は、様々な患者の血管系に配置されるように十分に小さいことが望ましい。例えば、（イメージングコア（図 4 における符号 4 0 8）の相対的な剛性が、カテーテルの操作性に影響を及ぼす可能性があるため）イメージングコア（図 4 における符号 4 0 8）の長さ、発熱、室温における金属の抵抗性、および磁石 4 2 6 を形成するのに用いられる材料の強度を含む、患者の血管系にカテーテルを挿入する場合のさらなる考慮を検討することができる。

30

【0 0 7 9】

巻線 5 0 2 および 5 0 4 を形成するのは困難であるかもしれない。例えば、直径が 0 . 0 0 2 インチ（0 . 0 0 5 c m）のワイヤを、ハウジング（図 4 における符号 4 3 2）の円筒形面に巻回することは困難であるかもしれない。少なくともいくつかの実施形態において、巻線 5 0 2 および 5 0 4 は、薄膜（例えば、ポリイミド膜等）上に配置された後、ハウジング（図 4 における符号 4 3 2）上に配置される。例えば、1 種類以上の金属（例えば、銅、銀、金、または他の金属あるいは合金）が薄膜上に配置され、そして、薄膜は、（例えば、1 種類以上の接着剤、または、他の種類の適当な結合方法を用いて）ハウジング上に配置される。代替的な実施形態においては、ハウジング（図 4 における符号 4 3 2）は、セラミックシリンダまたは押出しチューブ、あるいは、金属ストリップラインの配置に適している他の材料から形成される。3 次元リソグラフィプロセスは、巻線 5 0 2 および 5 0 4 をシリンダ上に配置して画成するのに用いることができる。例えば、金属膜を、シリンダの外面に均一に配置することができ、また、好ましくない金属膜を、シリンダの外面から除去して、巻線 5 0 2 および 5 0 4 を画成するのに、レーザを用いることができる。

40

【0 0 8 0】

図 6 は、薄膜 6 0 6 上に配置された巻線 6 0 2 および 6 0 4 の一実施形態の概略平面図

50

である。少なくともいくつかの実施形態において、巻線 6 0 2 および 6 0 4 は、薄膜 6 0 6 の両面に配置されている。少なくともいくつかの実施形態において、巻線 6 0 2 は、薄膜 6 0 6 の第 1 の面に配置されており、また、巻線 6 0 4 は、薄膜 6 0 6 の第 2 の面に配置されている。好適な実施形態において、巻線 6 0 2 および 6 0 4 は、薄膜 6 0 6 が磁石 4 2 6 (または、ハウジング 4 3 2) の周囲に配置された場合に、巻線 6 0 2 と 6 0 4 が互いに 90 度ずれているように、薄膜 6 0 6 上に配置される。

#### 【0081】

上記カテーテルの遠位端の静止部分に直接接触する上記イメージングコアの回転部分があることは好ましくない。上記イメージングコアの回転部分 (例えば、回転駆動軸、磁石など) と上記カテーテルの遠位端の静止部分 (例えば、固定子、ハウジングなど) との間における相対運動によって、摩擦ドラッグが作り出されることがある。図 7 は、カテーテル 7 0 2 の遠位端についての別の実施形態の概略縦断面図である。このカテーテル 7 0 2 には、モータ 7 0 8 のそれぞれの端部に配置されたドラッグ (drag) 低減要素 7 0 4 および 7 0 6 が含まれている。これらのドラッグ低減要素 7 0 4 および 7 0 6 には、例えば、1 つ以上のブッシング、1 つ以上のベアリングなど、またはこれらの組み合わせを含んでいる、ドラッグを低減するための任意の適切な装置が含まれていてもよい。

#### 【0082】

ドラッグ低減要素 7 0 4 および 7 0 6 の代わりに、あるいはこれらに加えて、他のドラッグ低減技術を利用することもできる。例えば、少なくともいくつかの実施形態では、ハウジング (図 4 では 4 3 2) が、少なくとも一部に、導電性材料 (例えば炭素繊維など) から形成されている。少なくともいくつかの実施形態では、磁石 (図 4 では 4 2 6) の回転によって、その磁石の角速度が増大するにつれて増大するであろう渦電流が作り出される。いったん、臨界角速度に達するか、あるいはそれを超えると、その渦電流によって、上記磁石が浮上することがある。好ましい実施形態では、上記ハウジングの導電性材料には、磁石 (図 4 では 4 2 6) を上記ハウジングの相対向する側面から等距離の位置まで浮上させるのに十分に高いものの、磁石 (図 4 では 4 2 6) を巻線 (図 6 では 6 0 2 および 6 0 4) によって作り出された磁界から遮蔽するには低すぎる導電率が備わっている。

#### 【0083】

ドラッグ低減技術の別の例として、磁石 4 2 6 とハウジング 4 3 2 との間の空間を強磁性流体 (例えば、カリフォルニア州サンタクララにある Ferrotec Corp. から入手することができるような磁性ナノ粒子の懸濁液) で満たすことができる。この強磁性流体は、磁石 4 2 6 へ引き寄せられるとともに、磁石 4 2 6 が回転するにつれて磁石 4 2 6 の外面に位置を占めて残留する。この流体は、非回転表面の壁の近傍で、回転磁石 4 2 6 がこれらの非回転表面に物理的に接触しないように、ずれ動く。その結果、得られた磁石 4 2 6 の表面における粘性ドラッグトルクが磁石 4 2 6 の回転数に比例して増大し、また、非潤滑デザインと比較して低減することができる。

#### 【0084】

少なくともいくつかの実施形態では、上記 1 つ以上の変換器は、上記イメージングコアの内部で固定されており、また、回転ミラーの上へ音響信号を導く。固定された変換器と回転ミラーとを用いると、変圧器の必要性がなくなる。変圧器には例えば、構成要素間のインダクタンスによるエネルギー量の低下、位相シフト用 I V U S 波形、財務費用、および製造上の困難を含むいくつかの不都合がある。加えて、変圧器を排除すると、いくつかの利点をもたらされるであろう。例えば、上記イメージングコアは、変圧器を有するイメージングコアよりも長さが短いであろう。先に検討したように、上記イメージングコアが配置された上記カテーテルの部分は、そのカテーテルの他の部分よりも堅いのが一般的である。従って、上記イメージングコアの長さを減少させると、上記カテーテルは、患者の血管系の中において、更に角ばった屈曲部を通して、移動することができる。

#### 【0085】

少なくともいくつかの実施形態では、上記回転可能なミラーは、1 つ以上の固定変換器に対して遠位に位置決めされている。図 8 は、カテーテル 8 0 2 の遠位端についてのさら

10

20

30

40

50

に別の実施形態の概略縦断面図である。このカテーテル 802 には、イメージングコア 806 が内部に配置された内腔 804 が画定されている。イメージングコア 806 には、1 つ以上の固定変換器 808、モータ 810、および 1 つ以上の変換器 808 に対して遠位にある回転ミラー 812 が含まれている。1 つ以上の変換器 808 は、1 つ以上の変換器導体 814 を介して、制御モジュール（図 1 では 104）に電気的に接続されている。

【0086】

モータ 810 には、回転磁石 816 と、2 つの内側巻線 818 あるいは 2 つの外側巻線 820、または、1 つの内側巻線 818 および 1 つの外側巻線 820 とが含まれている。磁石 816 は、例えば、ネオジウム - 鉄 - ボロンなどのようなものが含まれる、埋め込みに適した相異なる多くの磁性材料から形成することができる。少なくともいくつかの実施形態では、磁石 816 は円筒形である。少なくともいくつかの実施形態では、磁石 816 は開口 822 を画定する。少なくともいくつかの実施形態では、磁石 816 には、磁石 816 の長手方向軸に対して垂直である磁化ベクトルがある。

【0087】

少なくともいくつかの実施形態では、巻線 818 あるいは 820 は、垂直に配向された 2 つの巻線（例えば、図 5 における 502 および 504 を参照）を含み、これらによって、磁石 816 にトルクを付与するために回転磁界がもたらされる。これらの巻線 818 あるいは 820 には、制御モジュール（図 1 では 104）から 1 つ以上のモータ導体 824 を介して電力がもたらされる。少なくともいくつかの実施形態では、イメージングコア 806 の近位端に支持ハブ 826 が位置決めされている。少なくともいくつかの実施形態では、少なくとも 1 つの巻線 818 および 820 あるいは 1 つ以上の変換器 808 が、支持ハブ 826 から片持ち梁状に突出されている。

【0088】

少なくともいくつかの実施形態では、回転ミラー 812 は開口 822 の中に配置されており、また、1 つ以上の固定変換器 808 は、磁石 816 の近位にあるいは開口 822 の中かのいずれかに配置されている。少なくともいくつかの実施形態では、回転ミラー 812 は磁石 816 から遠位に配置されており、また、1 つ以上の固定変換器 808 は、磁石 816 の開口 822 の内側における磁石 816 の近位にあるいは磁石 816 の遠位かのいずれかに配置されている。少なくともいくつかの実施形態では、回転ミラー 812 は、磁石 816 の内面に連結されている。少なくともいくつかの実施形態では、回転ミラー 812 は、そのミラー 812 が磁石 816 とともに回転するように、磁石 816 に固定して連結されている。少なくともいくつかの実施形態では、ミラー 812 は、そのミラー 812 から遠位に置かれた 1 つ以上の支持部材 828 によって、定位置に保持されている。少なくともいくつかの実施形態では、ミラー 812 は、そのミラー 812 の反射面が、動作時におけるミラー 812 の回転につれて磁石 816 かあるいは 1 つ以上の支持部材 828 かのいずれかによって塞がれないように、定位置に保持されている。

【0089】

少なくともいくつかの実施形態では、音響信号が、1 つ以上の固定変換器 808 から回転ミラー 812 へ向かって放射されるとともに、磁石 816 の長手方向軸に対して平行でない角度へ方向を変えられることがある。少なくともいくつかの実施形態では、音響信号は、磁石 816 の横軸に対して 120 度の範囲内にある複数の角度へ方向を変えられる。少なくともいくつかの実施形態では、音響信号は、磁石 816 の横軸に対して 90 度の範囲内にある複数の角度へ方向を変えられる。少なくともいくつかの実施形態では、音響信号は、磁石 816 の横軸に対して 120 度の範囲内にある複数の角度へ、これらの複数の角度が磁石 816 の長手方向軸に対して垂直である 1 つの角度に集中するように、方向を変えられる。少なくともいくつかの実施形態では、音響信号は、磁石 816 の長手方向軸に対して垂直である単一角度的方向に変えられる。少なくともいくつかの実施形態では、音響信号は、磁石 816 の長手方向軸に対して垂直でない単一角度的方向に変えられる。少なくともいくつかの実施形態では、音響信号をカテーテル 802 から送信することができる音響用開口をもたすために、磁石 816 の中に側壁 830 とともに切欠（あるいは

10

20

30

40

50

窓、窓穴など）が形成される。少なくともいくつかの実施形態では、音響的に透明な膜を上記切欠にわたるように配置することができ、それによって、１つ以上の変換器８０８とミラー８１２との間の領域８３２が液密になる。

#### 【００９０】

少なくともいくつかの実施形態では、１つ以上の変換器８０８とミラー８１２との間の領域８３２は、カテーテル８０２の遠位端を取り囲む組織あるいは流体に合致するインピーダンスを有する無気泡流体で満たされている。少なくともいくつかの実施形態では、１つ以上の変換器８０８とミラー８１２との間の領域８３２は、強磁性流体で満たされている。少なくともいくつかの実施形態では、領域８３２に加えて、磁石８１６がカテーテル８０２の中に配置されたときに、磁石８１６の表面積の少なくとも一部に沿って１つ以上の空間を形成することができる。少なくともいくつかの実施形態では、磁石８１６の表面積の少なくとも一部を取り囲む１つ以上の空間は、強磁性流体で満たされている。上記磁石を強磁性流体で取り囲むことは、強磁性流体が磁石８１６へ引き寄せられるので、利点であろう。磁石８１６の十分な表面積が強磁性流体によって近づきやすいときには、その強磁性流体によって磁石８１６が浮上し、それによって、磁石８１６と、動作時に磁石８１６とともに回転しない他の接触表面と、の間の摩擦を潜在的に減少させることができる。

10

#### 【００９１】

少なくともいくつかの実施形態では、ミラー８１２には非平面状である反射面が含まれている。少なくともいくつかの実施形態では、ミラー８１２の反射面は凹状である。凹状の反射面を用いて焦点合わせを改善し、それによって、カテーテル８０２から放射された音響パルスの位置分解能を改善する、ことは利点であろう。少なくともいくつかの実施形態では、ミラー８１２の反射面は凸状である。少なくともいくつかの実施形態では、ミラー８１２の反射面は調整することができる。ミラー８１２から可変距離で組織を画像作成するための磁界の焦点または深度を調節するために調整可能な反射面を有することは利点であろう。少なくともいくつかの実施形態では、ミラー８１２は、空気あるいは他の圧縮可能物質が包含されている空間にわたって広げられた被覆膜である。１つ以上の変換器８０８とミラー８１２との間の領域８３２の流体圧力が増大すると、ミラー８１２の反射面は、凹面を作り出すために撓めることができる。

20

#### 【００９２】

少なくともいくつかの実施形態では、１つ以上の変換器には複数の環帯が含まれている。少なくともいくつかの実施形態では、少なくとも１つの環帯が、少なくとも１つの残りの環帯とは異なっている周波数で共振する。図９は、環帯９０４および９０６のような複数の環帯がある変換器９０２の一実施形態の概略横断面図である。少なくともいくつかの実施形態では、環帯９０４は、環帯９０６とは異なった周波数で共振する。

30

#### 【００９３】

少なくともいくつかの実施形態では、回転可能なミラーは１つ以上の固定変換器の近位に位置決めされている。図１０は、カテーテル１００２の遠位端についての別の実施形態の概略縦断面図である。カテーテル１００２には、イメージングコア１００６が内部に配置される内腔１００４が画定されている。イメージングコア１００６には、１つ以上の固定変換器１００８、モータ１０１０、および１つ以上の変換器１００８の近位にある回転ミラー１０１２が含まれている。１つ以上の変換器１００８は、１つ以上の変換器導体１０１４を介して、制御モジュール（図１では１０４）と電氣的に接続されている。

40

#### 【００９４】

モータ１０１０には、回転するモータ磁石１０１６と巻線１０１８とが含まれている。少なくともいくつかの実施形態では、モータ磁石１０１６は円筒形である。少なくともいくつかの実施形態では、モータ磁石１０１６は、ネオジウム - 鉄 - ボロンから形成されている。巻線１０１８には、１つ以上のモータ導体１０２０を介して制御モジュール（図１では１０４）から電力がもたらされる。モータ１０１０は、ハウジング１０２２の中に遠位端キャップ１０２４とともに配置されている。少なくともいくつかの実施形態では、モ

50

ータ１０１０の周りの空間は、摩擦を減少させるために、真空排気されている。少なくともいくつかの実施形態では、モータ１０１０の周りの空間は、摩擦を減少させるために、１種以上の気体で満たされている。例えば、窒素、二酸化炭素、酸素など、あるいはこれらの組み合わせを含んでいる、相異なる多くの気体を利用することができる。少なくともいくつかの実施形態では、モータ１０１０の周りの空間は、１種以上の気体を含んでいるとともに、部分的に真空排気されている。

#### 【００９５】

ミラー１０１２には、磁石１０２６と傾斜状反射面１０２８とが含まれている。少なくともいくつかの実施形態では、ミラー１０１２は、モータ磁石１０１６とともに回転するように構成され、かつ、配置されている。少なくともいくつかの実施形態では、ミラー１０１２は端キャップ１０２４へ連結されていない。少なくともいくつかの実施形態では、ミラー磁石１０２６には、図１０においてモータ磁石１０１６とミラー磁石１０２６とについて矢印の方向によって示されたように、モータ磁石１０１６と相対向する磁化方向がある。モータ磁石１０１６は、端キャップ１０２４を介してミラー１０１２と磁気的に連結されている。

#### 【００９６】

端キャップ１０２４は、剛性材料あるいは半剛性材料（例えば、１つ以上の金属、合金、プラスチック、複合材料など）から形成することができる。少なくともいくつかの実施形態では、端キャップ１０２４は、端キャップ１０２４と回転モータ磁石１０１６およびミラー１０１２との間の摩擦を減少させるために、滑らかな材料（例えば、ポリテトラフルオロエチレンなど）で被覆されている。少なくともいくつかの実施形態では、少なくとも１つのモータ磁石１０２６あるいはミラー１０１２には、回転中における摩擦を減少させるために、端キャップ１０２４に接触するテーパー状端部がある。

#### 【００９７】

少なくともいくつかの実施形態では、イメージングコア１００６には、そのイメージングコア１００６の遠位端に配置された支持ハブ１０３０が含まれている。少なくともいくつかの実施形態では、巻線１０１８は、一方端部では支持ハブ１０３０によって、また、他方端部では端キャップ１０２４によって支持されている。少なくともいくつかの実施形態では、モータ１０１０にはモータ軸１０３２が含まれており、モータ磁石１０１６がその周囲を回転する長手方向軸をもたらし。少なくともいくつかの実施形態では、モータ軸１０３２は、一方端部では支持ハブ１０３０によって、また、他方端部では端キャップ１０２４によって支持されている。少なくともいくつかの実施形態では、１つ以上の変換器１００８は、端キャップ１０２４から遠位に延出している変換器軸１０３４へ連結されている。少なくともいくつかの実施形態では、ミラー１０１２には、変換器軸１０３４が延出する開口が画定されている。少なくともいくつかの実施形態では、１つ以上の変換器導体１０１４が変換器軸１０３４の中に少なくとも部分的に配置されている。少なくともいくつかの実施形態では、１つ以上の変換器導体１０１４がモータ軸１０３２内に少なくとも部分的に配置されている。代替実施形態では、１つ以上の変換器導体１０１４が、１つ以上のモータ１０１０あるいはミラー１０１２の外面の周りに延出している。

#### 【００９８】

少なくともいくつかの実施形態では、音響信号が、１つ以上の変換器１００８からミラー１０１２へ向かって放射されるとともに、モータ磁石１０１６の長手方向軸に対して平行でない角度に方向を変えられるであろう。少なくともいくつかの実施形態では、音響信号が、モータ磁石１０１６の横軸に対して１２０度の範囲内にある複数の角度に方向を変えられる。少なくともいくつかの実施形態では、音響信号が、モータ磁石１０１６の横軸に対して９０度の範囲内である複数の角度に方向を変えられる。少なくともいくつかの実施形態では、音響信号は、モータ磁石１０１６の横軸に対して１２０度の範囲内にある複数の角度へ、これらの複数の角度がモータ磁石１０１６の長手方向軸に対して垂直である１つの角度に集中するように、方向を変えられる。少なくともいくつかの実施形態では、音響信号は、モータ磁石１０１６の長手方向軸に対して垂直である単一の角度に方向を変

10

20

30

40

50

えられる。少なくともいくつかの実施形態では、音響信号は、モータ磁石 1 0 1 6 の横軸に対して垂直でない単一の角度に方向を変えられる。

#### 【 0 0 9 9 】

代替実施形態では、上記イメージングコアは、ミラーを使用することなく、1つ以上の回転変換器と変圧器とを使用して実施することができる。図 1 1 は、カテーテル 1 1 0 6 の内腔 1 1 0 4 の遠位端に配置されたイメージングコア 1 1 0 2 の一実施形態の縦断面図を示している。そのイメージングコア 1 1 0 2 には、ハウジング 1 1 1 0 の中に配置されたモータ 1 1 0 8 が、剛性あるいは半剛性であってもよい端キャップ 1 1 1 2 とともに含まれている。イメージングコア 1 1 0 2 には、モータ 1 1 0 8 の遠位に配置された 1 つ以上の変換器 1 1 1 4 もまた含まれている。少なくともいくつかの実施形態では、磁石が 1 つ以上の変換器 1 1 1 4 へ取り付けられている。1 つ以上の変換器 1 1 1 4 (取り付けられた磁石を介する) は、端キャップ 1 1 1 2 を介してモータ 1 1 0 8 に磁氣的に連結されている。少なくともいくつかの実施形態では、1 つ以上の変換器 1 1 1 4 は、矢印 1 1 1 6 によって示されたように、この 1 つ以上の変換器 1 1 1 4 からの音響信号出力がモータ 1 1 0 8 の長手方向軸に対して平行でない角度に向けられるように、位置決めされている。少なくともいくつかの実施形態では、1 つ以上の変換器 1 1 1 4 に電力を供給するために、静止構成要素 1 1 2 0 および回転構成要素 1 1 2 2 の備わった変圧器 1 1 1 8 が使用されている。少なくともいくつかの実施形態では、静止構成要素 1 1 2 0 は端キャップ 1 1 1 2 の内部に配置されており、また、回転構成要素 1 1 2 2 は 1 つ以上の変換器 1 1 1 4 の内部に配置されている。

#### 【 0 1 0 0 】

少なくともいくつかの実施形態では、巻線には単一巻回のワイヤが含まれている。上で示されたように、モータ (例えば、図 8 では 8 1 0 ) におけるトルクは：

#### 【 0 1 0 1 】

#### 【 数 1 2 】

$$\tau = 2MV(NI) / (\pi D \sqrt{1 + (D/L)^2})$$

によって与えられ、ただし、巻線のトルクの依存性のみが、積  $NI$  を介している。例えば、同一の結果は、8 巻回を有する巻線を通る電流が 0 . 77 アンペアであるか、1 巻回を有する巻線を通る電流が 6 . 2 アンペアであるか、にかかわらず得られる。発熱量は、上記巻線の総断面積が同一である限り、同一であろう。例えば、高さが 2 ミル (m i l l s) で幅が 16 ミルである 1 つの線状体による発熱は、高さが 2 ミルで幅が 2 ミルである 8 つの線状体によるものに相当する。従って、少なくともいくつかの実施形態では、それぞれの巻線には単一の巻回が含まれている。

#### 【 0 1 0 2 】

図 1 2 は、磁石 (図 8 では 8 1 6) の周りに配置するために構成されかつ配置された第 1 単一巻回巻線 1 2 0 2 および第 2 単一巻回巻線 1 2 0 4 の一部についての一実施形態の概略斜視図である。少なくともいくつかの実施形態では、第 1 単一巻回巻線 1 2 0 2 および第 2 単一巻回巻線 1 2 0 4 は、磁石 (図 8 では 8 1 6) の別々の表面に配置するために構成されかつ配置されている。例えば、少なくともいくつかの実施形態では、第 1 単一巻回巻線 1 2 0 2 は、磁石 (図 8 では 8 1 6) の内面に沿って配置されるように構成されかつ配置されており、また、第 2 単一巻回巻線 1 2 0 4 は、磁石 (図 8 では 8 1 6) の外面に沿って配置されるように構成されかつ配置されている。単一巻回巻線 1 2 0 4 および 1 2 0 6 は、患者の体内へ埋め込みするのに適した任意の導電性材料から形成することができる。巻線回路の上側面および底側面からのクロスオーバーを排除するためには、単一巻回巻線を利用するとともに、第 1 単一巻回巻線 1 2 0 2 および第 2 単一巻回巻線 1 2 0 4 を別々の表面に沿って配置する、ことが利点であろう。

#### 【 0 1 0 3 】

図 1 3 は、磁石 (図 8 では 8 1 6) の周りにそれぞれ配置された、第 1 および第 2 の単

一卷回巻線 1 2 0 2 および 1 2 0 4 についての一実施形態の概略横断面図である。これらの単一卷回巻線 1 2 0 2 および 1 2 0 4 は磁石 8 1 6 に沿って直接配置されてもよい。少なくともいくつかの実施形態では、単一卷回巻線 1 2 0 2 および 1 2 0 4 は、カテーテル（図 8 では 8 0 2）の横軸に沿ったカテーテル（図 8 では 8 0 2）の相対厚さを維持するために、非導電性管類の中に埋め込むことができる。例えば、第 1 単一卷回巻線 1 2 0 2 は、図 1 3 において、磁石 8 1 6 の内側面に沿って配置された非導電性管類 1 3 0 2 の中に埋め込まれたものとして、示されている。同様に、第 2 単一卷回巻線 1 2 0 4 は、図 1 3 において、磁石 8 1 6 の外側面に沿って配置された非導電性管類 1 3 0 4 の中に埋め込まれたものとして、示されている。

#### 【 0 1 0 4 】

10

第 2 単一卷回巻線 1 2 0 4 は第 1 単一卷回巻線 1 2 0 2 よりもトルクを多く働かせることができるが、その理由は、第 2 単一卷回巻線 1 2 0 4 には第 2 単一卷回巻線 1 2 0 4 よりも大きい直径があるからである。それゆえ、動作時において、第 2 単一卷回巻線 1 2 0 4 には第 1 単一卷回巻線 1 2 0 2 ほど大きい電流を入力する必要がないであろう。従って、少なくともいくつかの実施形態では、第 2 単一卷回巻線 1 2 0 4 は第 1 単一卷回巻線 1 2 0 2 ほど厚くはない。

#### 【 0 1 0 5 】

少なくともいくつかの実施形態では、6 アンペアまでの電流を上記モータによって利用することができる。それゆえ、好ましい実施形態では、上記カテーテルおよび上記イメージングコアの構成要素は、6 アンペアまでの電流に、発熱することなく耐えることができる。低出力の電子部品は、低電圧で 6 アンペアの電流を調達するために、現在、使用することができる。加えて、以前の研究によって、約 0 . 0 1 5 インチ（0 . 0 4 c m）の相当直径がある可撓性燃り合わせ導体は、6 アンペアまでの電流に耐えることができるということが示されており、また一方で、1 ミリメートル直径のカテーテルに嵌め込むことも可能であるということが示されている。

20

#### 【 0 1 0 6 】

回転磁界を形成するために利用することのできる、相異なる多くの多相巻線形態と電流構成とが存在する、ということは理解されるであろう。例えば、モータには、例えば 2 相巻線、3 相巻線、4 相巻線、5 相巻線、あるいはさらに多くの多相巻線が含まれていてもよい。モータには、多くの他の多相巻線形態が含まれていてもよい、ということは理解されるであろう。2 相巻線形態では、上で検討したように、2 つの巻線の中における電流は、90 度だけ位相がずれている。3 相巻線については、0 度、120 度、および 240 度だけ位相がずれている正弦波電流の 3 本の線が存在し、これら 3 本の電流線もまた 120 度だけ間隔をおいて配置されており、その結果、これらの電流線に対して垂直に磁化された円筒形モータを駆動することのできる一様に回転する磁界が得られている。

30

#### 【 0 1 0 7 】

図 1 4 は、磁石（例えば、図 8 では 8 1 6 を参照）の周りの回転磁界を形成するために構成されかつ配置された 3 相巻線形態 1 4 0 2 の一実施形態の概略斜視図である。この 3 相巻線形態 1 4 0 2 には、3 つの巻線あるいは線状体 1 4 0 4 - 1 4 0 6 が含まれている。少なくともいくつかの実施形態では、多相巻線は、磁石（図 8 の 8 1 6）の単一の円筒状面を、重複することなく利用することができる。このような巻線は、あるイメージングコアの中で最小限の体積を占めるであろう。他の形態によってもまた、回転磁界を形成することができるが、この 3 相形態 1 4 0 2 には、他の形態よりもいっそうコンパクトなモータ構造が可能である、という利点を有する。

40

#### 【 0 1 0 8 】

3 相巻線形態 1 4 0 2 の優れた特性は、これらの 3 つの線状体 1 4 0 4 - 1 4 0 6 のうち 2 つだけを駆動すれば足りることであり、第 3 の線状体が電流の第 3 位相に数学的に等しい共同帰線になっていることである。このことは：

#### 【 0 1 0 9 】

【数 1 3】

$$\sin(\omega t) + \sin(\omega t + 120^\circ) = -\sin(\omega t + 240^\circ)$$

に留意することによって検証することができる。

【0 1 1 0】

3相巻線形態1402については、電流は、この恒等式の左辺における2つの項の0度および120度の位相ずれがある2つの線状体の中に駆動される。これら2つの項の合計は、回転磁界を作り出すのに必要なこの等式の右辺における厳密には正確な240度の位相ずれを伴って、上記共同帰線の上に復帰する。上記のマイナス符号は上記復帰電流が駆動電流の反対方向にあることを表している、ということは理解されるであろう。

10

【0 1 1 1】

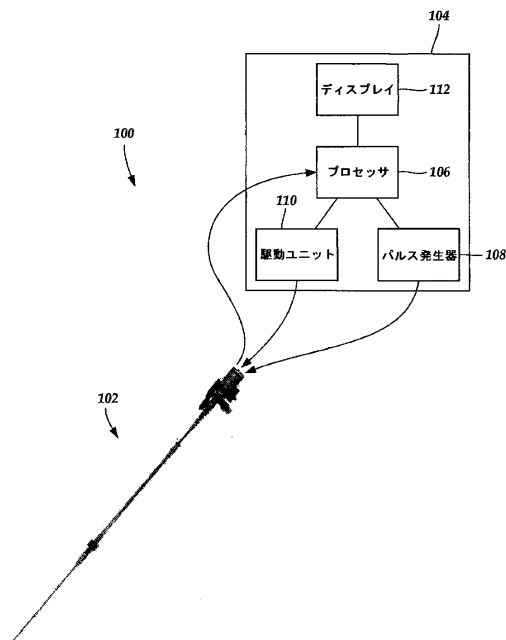
少なくともいくつかの実施形態では、これら3つの支持なし線状体1404 - 1406は、機械的安定性を増大させるために、基板によって支持することができる。少なくともいくつかの実施形態では、これらの線状体1404 - 1406は、中実の金属管から、その金属の大部分をそのままにして、かつ、線状体1404 - 1406の短絡を防止するために必要な金属の部分だけを除去して、構成されている。少なくともいくつかの実施形態では、その除去された部分は非導電性材料で埋め戻されている。

【0 1 1 2】

上記の詳述、実施例およびデータは、本発明の構成の製造および使用の説明を提供する。本発明の多くの実施形態を、本発明の趣旨および範囲から逸脱することなく実行できるため、本発明は、本願明細書に添付のクレーム内に存在する。

20

【図 1】



【図 2】

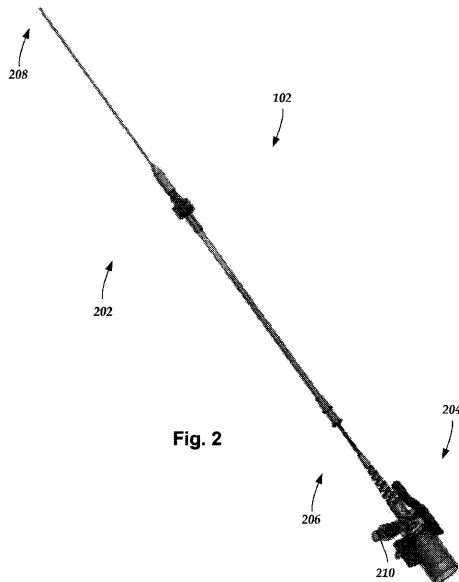
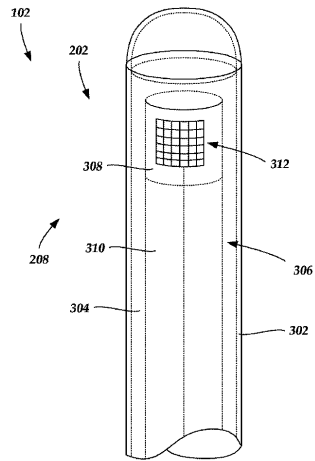


Fig. 2

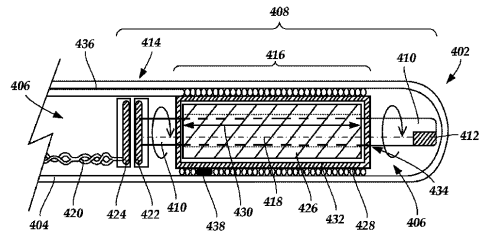


【 図 3 】



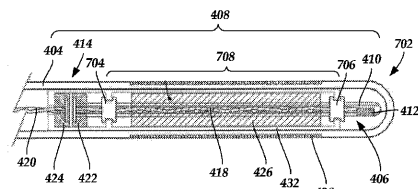
**Fig. 3**

【圖 4】



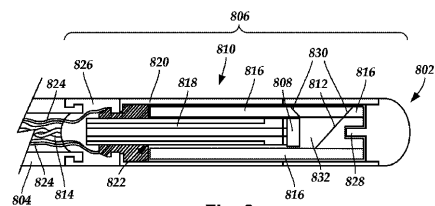
**Fig. 4**

【圖 7】



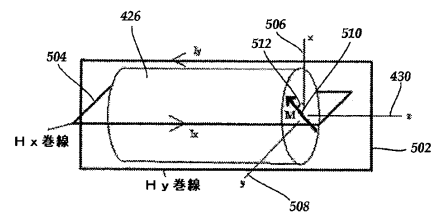
**Fig. 7**

【图 8】

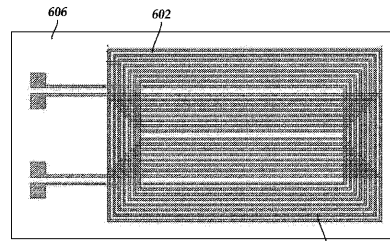


**Fig. 8**

【 図 5 】

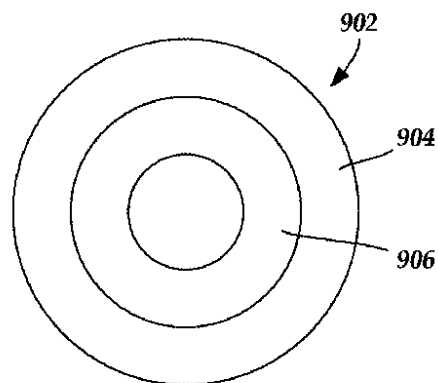


【 図 6 】



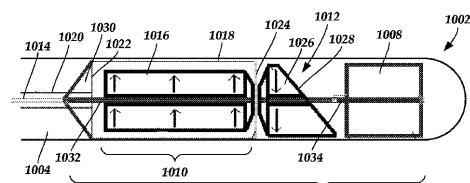
**Fig. 6**

【图 9】



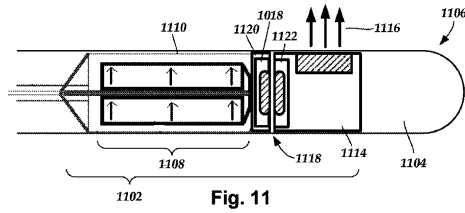
**Fig. 9**

【 図 1 0 】

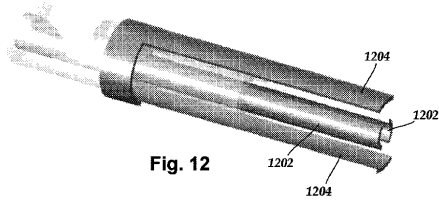


**Fig. 10**

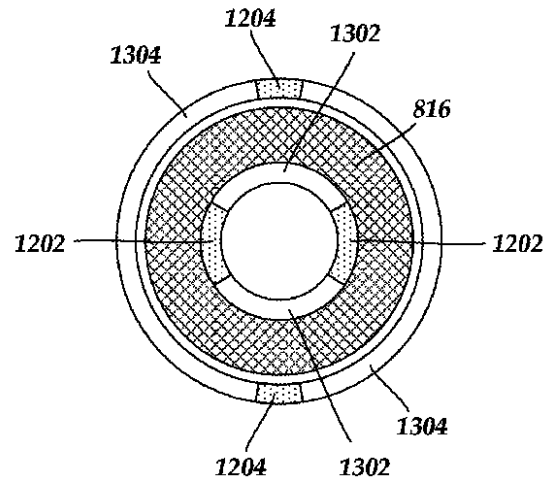
【図 1 1】



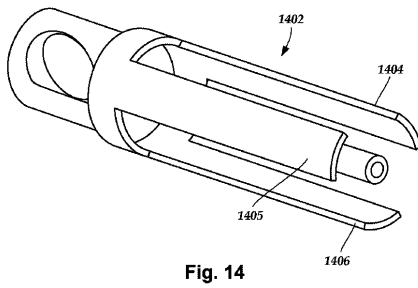
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



## フロントページの続き

- (72)発明者 ヘイスティングス、ロジャー エヌ.  
アメリカ合衆国 5 5 3 6 9 ミネソタ州 メーブル グローブ キャリー レーン 7 0 1 3
- (72)発明者 パイクス、マイケル ジェイ.  
アメリカ合衆国 5 5 4 2 7 ミネソタ州 ゴールデン バレー ハロルド アベニュー 7 7 2  
4
- (72)発明者 テオ、タット - ジン  
アメリカ合衆国 9 4 0 8 7 カリフォルニア州 サニーベイル エドモンズ コート 1 0 0 3
- (72)発明者 エドマンズ、ケビン ディ.  
アメリカ合衆国 5 5 3 0 4 ミネソタ州 ハム レイク ケニヨン ストリート エヌ.イー.  
1 3 3 5 0

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 特開2009 - 000513 (JP, A)  
特開平03 - 146044 (JP, A)  
特開平05 - 244694 (JP, A)  
特開平05 - 344974 (JP, A)  
特開平07 - 184898 (JP, A)  
特開平07 - 289550 (JP, A)  
特開平10 - 337289 (JP, A)  
特開昭62 - 270140 (JP, A)  
特表平07 - 502150 (JP, A)  
特表平07 - 508204 (JP, A)  
特表2002 - 543909 (JP, A)  
米国特許出願公開第2006 / 0263890 (US, A1)  
米国特許出願公開第2007 / 0038110 (US, A1)  
米国特許第5582171 (US, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A 6 1 B 8 / 1 2

专利名称(译)	用于血管内超声成像系统的导管组件		
公开(公告)号	<a href="#">JP5756085B2</a>	公开(公告)日	2015-07-29
申请号	JP2012503510	申请日	2010-03-24
[标]申请(专利权)人(译)	波士顿科学西美德公司		
申请(专利权)人(译)	波士顿科学Saimudo公司		
当前申请(专利权)人(译)	波士顿科学Saimudo公司		
[标]发明人	ヘイステロジャーエヌ パイクスマイクエルジェイ テオタットジン エドマンズケビンディ		
发明人	ヘイスティングス、ロジャー エヌ. パイクス、マイケル ジェイ. テオ、タット-ジン エドマンズ、ケビン ディ.		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/445		
FI分类号	A61B8/12		
代理人(译)	昂达诚 本田 淳		
审查员(译)	宫泽浩		
优先权	12/415724 2009-03-31 US		
其他公开文献	JP2012521851A5 JP2012521851A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)			
一种用于血管内超声系统的导管组件，包括成像芯，该成像芯被配置和布置成用于插入导管内腔的远端。成像核心包括至少一个换能器，该换能器附接到驱动轴并且被配置和布置成将施加的电信号转换为声学信号并将接收的回波信号转换成电信号。它包括在内。电动机在一个或多个换能器和变压器之间耦合到驱动轴。电动机包括可旋转的磁体和围绕磁体的至少一部分设置的至少两个磁场绕组。	<div>(21) 出願番号 特願2012-503510 (P2012-503510)</div> <div>(86) (22) 出願日 平成22年3月24日 (2010. 3. 24)</div> <div>(65) 公表番号 特表2012-521851 (P2012-521851A)</div> <div>(43) 公表日 平成24年9月20日 (2012. 9. 20)</div> <div>(86) 国際出願番号 PCT/US2010/028440</div> <div>(87) 国際公開番号 WO2010/117631</div> <div>(87) 国際公開日 平成22年10月14日 (2010. 10. 14)</div> <div>審査請求日 平成25年3月22日 (2013. 3. 22)</div> <div>(31) 優先権主張番号 12/415, 724</div> <div>(32) 優先日 平成21年3月31日 (2009. 3. 31)</div> <div>(33) 優先権主張国 米国 (US)</div> <div>前置審査</div>		<div>(73) 特許権者 506192652</div> <div>ボストン サイエントフィック サイム ド、インコーポレイテッド BOSTON SCIENTIFIC S CIMED, INC. アメリカ合衆国 55311-1566 ミネソタ州 メープル グローブ ワン シメッド プレイス (番地なし)</div> <div>(74) 代理人 100105957 弁理士 恩田 誠</div> <div>(74) 代理人 100068755 弁理士 恩田 博宣</div> <div>(74) 代理人 100142907 弁理士 本田 淳</div>
最終頁に続く			