

(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2009-500070

(P2009-500070A)

(43) 公表日 平成21年1月8日(2009.1.8)

(51) Int.Cl.

A61B 8/12 (2006.01)

F 1

テーマコード(参考)

A61B 8/06 (2006.01)A 61 B 8/12
A 61 B 8/06

4 C 6 O 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2008-519335 (P2008-519335)
 (86) (22) 出願日 平成18年6月8日 (2006.6.8)
 (85) 翻訳文提出日 平成20年2月27日 (2008.2.27)
 (86) 國際出願番号 PCT/US2006/022807
 (87) 國際公開番号 WO2007/005201
 (87) 國際公開日 平成19年1月11日 (2007.1.11)
 (31) 優先権主張番号 11/173,548
 (32) 優先日 平成17年7月1日 (2005.7.1)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

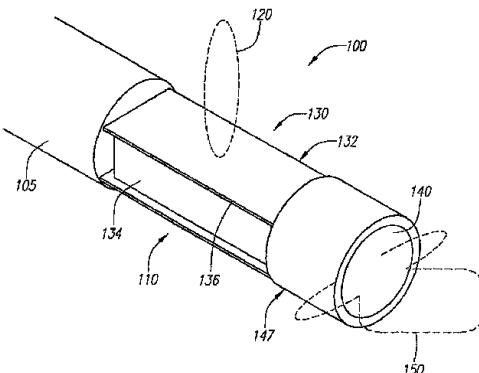
(71) 出願人 500238446
 ボストン サイエンティフィック リミテッド
 Boston Scientific Limited
 バルバドス、ウエスト・インディーズ、クリエイティブ・チャーチ、ヘイスティングズ、シーストン・ハウス、ポスト・オフィス・ボックス 1317
 (74) 代理人 100084146
 弁理士 山崎 宏
 (74) 代理人 100081422
 弁理士 田中 光雄
 (74) 代理人 100118625
 弁理士 大畠 康

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】前方向き流量検出器を有する医用撮像デバイス

(57) 【要約】

本発明は、概ね医用デバイスに関し、より詳細には、改良された医用撮像デバイスに関する。一実施形態において、撮像デバイスは、内腔内に収容された近位端及び遠位端を有する駆動軸；駆動軸の遠位端に結合され、細長部材の遠位部に配置された、撮像トランステューサー；及び撮像トランステューサーに結合された流量検出器、を含む。流量検出器は、撮像デバイスの長手軸方向にエネルギーを放出し且つ受信したエコーにおいてドップラー偏移を検出するように構成された、前方向き超音波トランステューサーを、含み得る。撮像デバイスが、血流を有する血管に配置された場合、このような情報を用いて血流の速度を計算し得る。撮像デバイスは、カテーテル又はガイドワイヤーに配置されるように構成され得る。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

撮像カテーテルに配置されるように構成された、撮像デバイス、であって、
近位端及び遠位端を有する駆動軸と、
駆動軸の遠位端に結合された撮像トランスデューサーと、
撮像トランスデューサーに結合されたドップラー・トランスデューサーと、を備えている、ことを特徴とする撮像デバイス。

【請求項 2】

ドップラー・トランスデューサーが、撮像トランスデューサーに隣接して配置されている、請求項 1 に記載の撮像デバイス。 10

【請求項 3】

撮像デバイスが、長手軸を有しており、
ドップラー・トランスデューサーが、エネルギー波を放出する面を有しており、
該面が、長手軸方向に向いている、請求項 1 に記載の撮像デバイス。

【請求項 4】

ドップラー・トランスデューサーが、超音波トランスデューサーである、請求項 1 に記載の撮像デバイス。

【請求項 5】

撮像トランスデューサーが、超音波トランスデューサーである、請求項 1 に記載の撮像デバイス。 20

【請求項 6】

駆動軸が、撮像トランスデューサーに結合した第 1 の同軸ケーブルと、ドップラー・トランスデューサーに結合した第 2 の同軸ケーブルと、を含んでいる、請求項 1 に記載の撮像デバイス。

【請求項 7】

ドップラー・トランスデューサーが、撮像トランスデューサーの遠位端に結合されている、請求項 1 に記載の撮像デバイス。

【請求項 8】

ドップラー・トランスデューサーが、ほぼ円形のエネルギー放出面を有している、請求項 1 に記載の撮像デバイス。 30

【請求項 9】

ドップラー・トランスデューサーが、環状アレイを放出するように構成されている、請求項 1 に記載の撮像デバイス。

【請求項 10】

撮像デバイスが、血流を有する血管内に配置されるように構成されており、
ドップラー・トランスデューサーが、血流速度の計算を可能にする情報を提供するよう
に構成されている、請求項 1 に記載の撮像デバイス。

【請求項 11】

撮像デバイスが、血流を有する血管内に配置されるように構成されており、
ドップラー・トランスデューサーが、血流の方向を示すように構成されている、請求項
1 に記載の撮像デバイス。 40

【請求項 12】

血流を有する血管内に配置されるように構成された、撮像カテーテル、であって、
近位部及び遠位部、及び、内腔、を有する細長部材と、
内腔内に収容される近位端及び遠位端を有する駆動軸と、
駆動軸の遠位端に結合され且つ細長部材の遠位部に配置された、撮像トランスデューサーと、
撮像トランスデューサーに結合された流量検出器と、
を備えている、ことを特徴とする撮像カテーテル。

【請求項 13】

10

20

30

40

50

撮像カテーテルが、血流を有する血管内に配置されるように構成されており、流量検出器が、血流速度の計算を可能にする情報を提供するように構成されている、請求項 1 2 に記載の撮像カテーテル。

【請求項 1 4】

撮像カテーテルが、血流を有する血管内に配置されるように構成されており、流量検出器が、血流の方向を示すように構成されている、請求項 1 2 に記載の撮像カテーテル。

【請求項 1 5】

撮像カテーテルが、血流を有する血管内に配置されるように構成されており、流量検出器が、血流に対する信号の送信及び散乱エコーの受信から生じる、ドップラー偏移の計算を可能にする情報を、提供するように構成されている、請求項 1 2 に記載の撮像カテーテル。 10

【請求項 1 6】

流量検出器が、超音波トランスデューサーを含んでいる、請求項 1 2 に記載の撮像カテーテル。

【請求項 1 7】

超音波トランスデューサーが、前方向きである、請求項 1 6 に記載の撮像カテーテル。

【請求項 1 8】

超音波トランスデューサーが、P Z T 層を含んでいる、請求項 1 6 に記載の撮像カテーテル。 20

【請求項 1 9】

駆動軸が、撮像トランスデューサーに結合された第 1 の同軸ケーブルと、流量検出器に結合された第 2 の同軸ケーブルと、を含んでいる、請求項 1 2 に記載の撮像カテーテル。

【請求項 2 0】

撮像トランスデューサーと流量検出器の超音波トランスデューサーとが、同時に作動する一方、実質的には異なる電気インピーダンスを有している、請求項 1 6 に記載の撮像カテーテル。

【請求項 2 1】

流量検出器が、流量検出器の超音波トランスデューサーに結合され且つ超音波トランスデューサーを囲んでいる、隔離リングを、更に含んでいる、請求項 1 6 に記載の撮像カテーテル。 30

【請求項 2 2】

撮像トランスデューサーが、超音波トランスデューサーである、請求項 1 2 に記載の撮像カテーテル。

【請求項 2 3】

撮像トランスデューサーが、O C T デバイスである、請求項 1 2 に記載の撮像カテーテル。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、医用デバイス、より詳細には、カテーテル及びガイドワイヤーに配置するための、医用撮像デバイス、に関するものである。 40

【背景技術】

【0 0 0 2】

低侵襲的処置を用いた病状の、管腔内、腔内、血管内、並びに、心臓内の、処置及び診断は、多くの医療分野において効果的なツールである。通常、これらの処置は、体内に、並びに、診断及び / 又は処置の対象となる血管又は器官から離れた部位における血管系のアクセス可能な血管内、例えば、大腿動脈内に、経皮的に挿入される、撮像用及び処置用カテーテルを用いて、行われる。次に、カテーテルは、血管系の血管を通じて、処置対象となる体部位へ、進められる。カテーテルは、撮像デバイス、典型的には、超音波撮像デ 50

バイス、を備えることができ、これは動脈の狭窄部位のような、身体の病変部を発見し、診断するために、用いられる。例えば、Hamm等に付与された米国特許第5,368,035号では、血管内超音波撮像トランスデューサーを有するカテーテルについて述べられており、その開示内容は、参照することにより本明細書に組み込まれる。一般的に、これらは当該技術分野において、血管内超音波（“IVUS”）デバイスとして、公知である。

【0003】

図1は、当該技術分野において公知の、撮像トランスデューサー・アセンブリ1の、実施例を示す。通常、撮像トランスデューサー1は、ガイドワイヤー又はカテーテル（部分的に示す）の内腔10内にあり、外部筒状壁部材5を有する。血管の画像を得るために、撮像トランスデューサー・アセンブリ1は、血管内に挿入されてもよい。次に、トランスデューサー・アセンブリ1は、回転すると同時に、エネルギー・パルス、例えば、超音波パルスを放出し、エコー信号を受信することにより、内側から血管の断面を調べることができる。

10

【特許文献1】米国特許第5,368,035号

【特許文献2】米国特許第5,321,501号

【非特許文献1】Huang et al., "Optical Coherence Tomography," Science, 254, Nov. 22, 1991, pp 1178-1181

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

血管の断面のみならず、血管内の血流に関する情報も得ることが望ましい。従って、改良された撮像カテーテルが、望まれる。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明は、一般に、医用デバイスに関するものであり、より詳細には、改良された医用撮像デバイス、に関するものである。一実施形態において、撮像デバイスは、内腔内に収容された近位端及び遠位端を有する、駆動軸；駆動軸の遠位端に結合され、細長部材の遠位部に配置された、撮像トランスデューサー；及び、撮像トランスデューサーに結合された、流量検出器；を含んでいる。流量検出器は、撮像デバイスの長手軸方向にエネルギーを放出するとともに、受信したエコーからドップラー偏移を検出するように構成された、前方向き超音波トランスデューサーを、含んでもよい。撮像デバイスは、カテーテル又はガイドワイヤーに配置されるように、構成されてもよい。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0006】

後述の図面及び詳細な説明の検討により、本発明の他のシステム、方法、特徴、及び、利点が、当業者には明らかとなるであろう。このような付加的な、システム、方法、特徴、及び、利点は、すべて本明細書内に含まれており、本発明の範囲内であり、添付した特許請求の範囲により保護されるものとする。

40

【0007】

本発明の、上記の及び他の、利点及び目的が、如何にして得られるかをより理解するため、上記簡潔に述べた本発明のより詳細な説明が、本発明の具体的な実施形態を参照して、添付図面に示される。図面における構成要素は、必ずしも実物大ではなく、本発明の原理を示すことに重点がおかかれていることに留意する必要がある。更に、図面では、同様の参照符号は、異なる図にわたり、対応する部分を示している。しかし、同様の部分は、必ずしも同様の参照符号を有するわけではない。更に、すべての図面は、概念を表すことを目的とし、相対的な大きさ、形状、及び他の詳細な属性は、実物通り或いは正確にというよりも概略的に示されている。

【0008】

図2を参照すると、本発明の好ましい実施形態による、撮像デバイス100が、示され

50

ている。撮像デバイス 100 は、図 1 に示すような、当該技術分野において公知の撮像トランステューサー 130 を有する、トランステューサー・ハウジング 110 を、含んでいる。撮像トランステューサー 130 が、超音波トランステューサーである場合、トランステューサー 130 は、伝導音響レンズ 132 と、音響吸収材（例えば、タングステン粒子を有するエボキシ基材）から形成された伝導バッキング材 134 と、の間に「サンドイッチ状」に挟まれた、電極被覆圧電性結晶（“PZT”）層 136 を、含むことができる。操作時、PZT 層 136 は、バッキング材 134 及び音響レンズ 132 によって、電気的に励起され、エネルギー、例えば、音響パルス 120 を、撮像デバイス 100 の長手軸に対し、概して、垂直方向に向いたレンズ 132 から、放出させる。上記のように、血管の断面画像は、撮像トランステューサー 130 が、撮像デバイス 100 の長手軸の周囲を回転する際に、撮像トランステューサー 130 から得ることができる。

10

【0009】

トランステューサー 130 は、駆動軸（図示せず）と、トランステューサー 130 を処理装置（図示せず）に電気的に結合させる導線（図示せず）と、を含むケーブル 105 の、遠位端に、結合される。追加トランステューサー 140 は、撮像トランステューサー 130 の遠位端に、結合される。追加トランステューサー 140 は、撮像トランステューサー 130 の遠位端に取り付けられた、ハウジングソケット 147 内に、配置できる。追加トランステューサー 140 は、前方向きであり、即ち、トランステューサー 140 は、撮像デバイス 100 の長手軸に対して概ね平行な方向に向いている。本明細書において、ドップラー・トランステューサー 140 と称される、追加トランステューサー 140 は、狭帯域のバーストエネルギー信号、例えば、音響信号を、送信するとともに、そのエコーを受信するように、構成することができる。受信したエコーから、血管内の血流の速度を、計算することができる。血中の赤血球の運動により、放出されたエネルギー信号が散乱し、散乱エコーを生じさせる。散乱エコーは、原信号からの周波数偏移を有し、これは、当該技術分野では、ドップラー偏移として公知である。一般的に、ドップラー偏移は、血流速度と、血流とエネルギービーム例えば超音波ビームとの間の角度であるドップラー角のコサインと、に比例する。超音波ビームでは、ドップラー偏移は、可聴範囲内にできるため、使用者は、ドップラー偏移に耳を傾けることにより、血流の方向を求めることが可能。このような情報、即ち、血流の方向及び速度は、患者における狭窄の、存在又は作用を、突き止め且つ評価する際に、大いに有益である。

20

【0010】

ドップラー・トランステューサー 140 が、超音波トランステューサー 140 である場合、ドップラー周波数偏移の情報は、受信したエコーに対して復調法を用いることによって、検出することができる。ドップラー周波数偏移 f_d は、遭遇する血流速度に、定量的に関連する。

30

【0011】

【数1】

$$f_d = \frac{2v \cos \theta}{c} f_0,$$

40

【0012】

式中、 f_0 は、ドップラー・トランステューサー 140 から放出される、透過音響ビームの中心周波数であり、 c は、組織における音速であり、 v は、血流速度であり、 θ は、血流と超音波ビーム 150 との間の角度である。式(1)は、ドップラー・トランステューサー 140 が、血流方向に対して平行、即ち、 $\cos 0^\circ$ である場合、ドップラー偏移が、最大値を有することを、示している。従って、ドップラー・トランステューサー 140 は、撮像カテーテル又はガイドワイヤーに対する前方向きガイドとして、機能できる。使用者は、ドップラー偏移を容易に求めることができる。このようなトランステューサー 140 は、上記超音波トランステューサーと同様の、薄い PZT 層を、含むことができる。他の単結晶材料及び / 又は圧電フィルム材料を、或いは、圧電材料を用いた、任意の種

50

類の複合材料を、用いることができる。トランスデューサー140は、シングルビーム、環状アレイ、又は、マルチビーム・デバイスであってもよい。

【0013】

更に、撮像トランスデューサー130の代わりに、又は、撮像トランスデューサー130に加えて、他の撮像デバイス、例えば光干渉断層撮影(OCT)を介して画像を得るための光ベースの装置、を使用できる。OCTを用いた画像取得は、Huang et al., "Optical Coherence Tomography," *Science*, 254, Nov. 22, 1991, pp 1178-1181において述べられており、これは参考することによりその全体が本明細書に組み込まれる。光干渉領域反射率計(OCDR)と称される、一種のOCT撮像デバイスが、Swansonに付与された米国特許第5,321,501号に開示されており、これは参考することにより本明細書に組み込まれる。OC DRは、拡張した長手方向又は深さの範囲にわたり、当該範囲にわたって鮮明に且つ高分解能・高感度にて、二次元及び三次元画像スキャンを電子的に行うことが可能である。加えて、超音波トランスデューサー140の代わりに、又は、超音波トランスデューサー140に加えて、他のデバイス、例えば光ベースの装置、を使用できる。

10

【0014】

ドップラー・トランスデューサー140は、撮像トランスデューサー130より広域のビームパターン150を、有してもよい。更に、ドップラー・トランスデューサー140の表面は、撮像デバイス100の長手軸に対して概ね垂直であるため、撮像デバイス100及び/又は撮像トランスデューサー130の回転は、ドップラー偏移信号に対して、殆ど影響を与えず、概して、ドップラー・トランスデューサー140と散乱エコーとの間の相対運動に対してのみ反応する。

20

【0015】

撮像トランスデューサー130及びドップラー・トランスデューサー140に対して超音波トランスデューサーが用いられる場合、ドップラー・トランスデューサー140は、撮像トランスデューサー130と異なり、比較的狭い帯域幅にて作動することができ、両トランスデューサー130、140が、並行して作動することを、可能にする。例えば、撮像トランスデューサー130は、80%の帯域幅を有する40MHzで作動でき、即ち、この場合、低周波領域端は24MHzとなる。このような場合、ドップラー・トランスデューサー140は、20MHzで作動できる。血液の最大流速が、1秒あたり約1メートル(m/s)であって、音速が、約1500m/sである、と仮定すると、式(1)から、最大ドップラー偏移は、26kHz未満である。従って、周波数領域において、2つの信号、即ち、画像信号とドップラー信号とは、実質的に異なる。

30

【0016】

効率を目的として、撮像トランスデューサー130とドップラー・トランスデューサー140との間の電気インピーダンスは、異なるように設定されることが、好ましい。従って、トランスデューサー130、140の一方は、他方のトランスデューサー130、140の動作周波数にて、高インピーダンスを有するよう構成され、動作エネルギーは、対応する負荷に伝わる。当該技術分野において公知のインダクタ調整法を用いて、撮像トランスデューサー130は、20MHzにて1kΩという高インピーダンスを有することができ、ドップラー・トランスデューサー140は、40MHzにて370Ωのインピーダンスを有することができる。

40

【0017】

撮像トランスデューサー130及びドップラー・トランスデューサー140の両方を有する撮像デバイス100を構築するため、円形ソケット149が、撮像トランスデューサー130の遠位端に取り付けられ、図3aに示すように、隔壁リング145で覆われたドップラー・トランスデューサー140を、収容するよう構成される。円形ソケット149は、ドップラー・トランスデューサー140に対するハウジングとして機能する。円形ソケット149は、伝導性にることができ、両トランスデューサー130、140に対する接地として、機能する。ドップラー・トランスデューサー140に対する信号ワイヤ

50

ー（図示せず）は、撮像トランスデューサー面130から直接接続されることができ、或いは、撮像トランスデューサー130の側面に配置されることができる。当然ながら、ソケット149の形状及び大きさは、当該ソケットがドップラー・トランスデューサー140の形状及び大きさに適合するようになっている必要があるため、円形である必要はない。

【0018】

別の実施形態では、ドップラー・トランスデューサー140を覆うように構成された隔離リング142は、図3bに示すように、ハウジングとして機能するようにも構成できる。隔離リング142及びドップラー・トランスデューサー140は、導電性エポキシを用いて、撮像トランスデューサー・ハウジング110に取り付けられてもよい。ドップラー・トランスデューサー140は、円形、正方形、六角形、又は、八角形のような、任意の形状を、有してもよい。更に、ドップラー・トランスデューサー140のビーム150の径を拡大するため、トランスデューサー140は、凸面及び／又は別個のレンズ（図示せず）を含むことができる。

10

【0019】

図4を参照すると、撮像デバイス100は、上記のようにカテーテルにおいて用いることができ、また、ガイドワイヤー500の遠位部520にも配置できる。ガイドワイヤー500は、外壁部301を有する、可撓性細長管状部材の形態の、ガイドワイヤー体部302を、含むことができる。ガイドワイヤー体部302は、当該技術分野において公知の任意の材料で形成されることができ、これには、ニチノールハイポチューブ、金属合金、複合材料、プラスチック、ブレード（編組型）ポリイミド、ポリエチレン、peekブレード、ステレンス鋼、又は、他の超弾性材料が、含まれる。

20

【0020】

ドップラー・トランスデューサー140と撮像トランスデューサー130とは、1つ以上の処理デバイス（下記に示す）への電気的結合のための、2つの異なる配線システムを、用いてもよい。例えば、撮像トランスデューサー130の近位端に取り付けられたケーブル105は、その各々がトランスデューサー130、140に寄与する2つの同軸ケーブルを、含んでもよい。或いは、その結合は、当該技術分野において公知の、間接結合、容量結合、又は、誘導結合でよい。

30

【0021】

図5を参照すると、図4に示すガイドワイヤー500の近位部510は、撮像トランスデューサー130からの画像信号、及び／又は、ドップラー・トランスデューサー140からの電気信号、を処理する回路600に接続するようになっていてもよく、また、このような回路は、公知である。

【0022】

前記明細書においては、その具体的な実施形態に関連して、本発明を説明した。しかし、本発明の比較的広範な精神及び範囲から逸脱することなく、種々の改変及び変更が可能であることは明らかであろう。例えば、本明細書で述べたプロセスアクションの特定の順序及び組合せは、単なる例示であって、本発明は、異なる又は追加のプロセスアクション、或いは、異なる組合せ又は順序のプロセスアクションを用いて、実施することができるということを、理解されたい。更なる実施例として、一実施形態の各特徴を他の実施形態において示される他の特徴と、組み合わせたり適合させたりすることが可能である。加えて、明らかに、特徴を、所望のように、加えたり減じたりしてよい。従って、本発明は、添付した特許請求の範囲及びその均等物を踏まえた場合を除き、限定されるべきではない。

40

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】当該技術分野で公知の撮像トランスデューサー・アセンブリを示した断面側面図である。

【図2】本発明の好ましい実施形態による撮像デバイスを示した斜視図である。

50

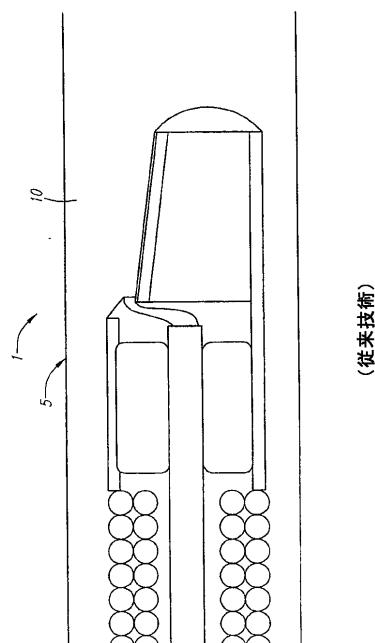
【図3(a)】本発明の好ましい実施形態による撮像デバイスの構成を示した斜視図である。

【図3(b)】本発明の好ましい実施形態による撮像デバイスの構成を示した斜視図である。

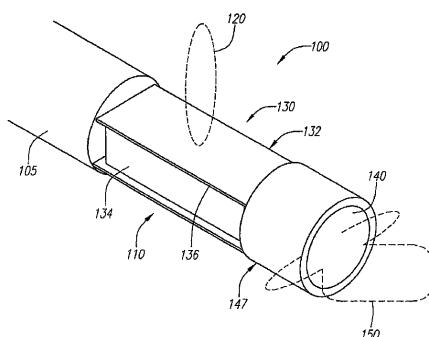
【図4】本発明の好ましい実施形態による撮像ワイヤーを示した断面図である。

【図5】本発明の好ましい実施形態による医用撮像システムを示した概略図である。

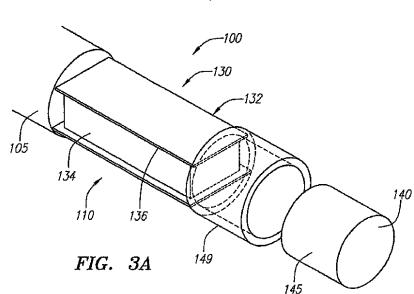
【図1】



【図2】



【図3A】



【図 3B】

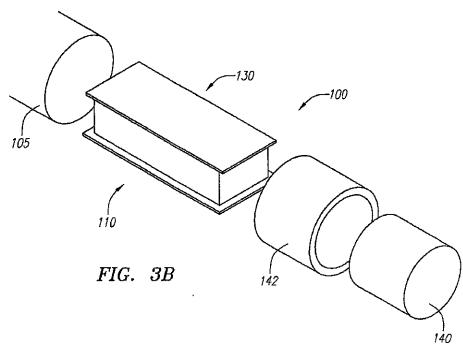


FIG. 3B

【図 5】

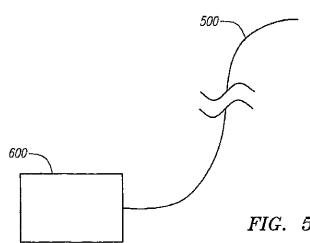


FIG. 5

【図 4】

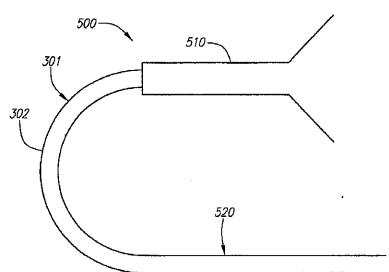


FIG. 4

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2006/022807

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B8/12 A61B8/06 A61B5/00		
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		
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 practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data, PAJ		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2002/193690 A1 (MOORE THOMAS C [US] ET AL) 19 December 2002 (2002-12-19)	1-22
Y	paragraph [0019] – paragraph [0034] paragraph [0077] – paragraph [0104] paragraph [0113] – paragraph [0123] figures 3A,3B,4,7A,7B,8	23
X	US 5 203 337 A (FELDMAN CHARLES L [US]) 20 April 1993 (1993-04-20) column 1, line 29 – column 2, line 7 column 2, line 19 – column 3, line 7 figures 1-3	1-22 -/-
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		<input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.
<p>* Special categories of cited documents :</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier document but published on or after the international filing date</p> <p>"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)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>"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</p> <p>"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</p> <p>"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.</p> <p>"&" document member of the same patent family</p>		
Date of the actual completion of the International search	Date of mailing of the International search report	
18 October 2006	02/11/2006	
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer Abraham, Volkhard	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/US2006/022807

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 450 964 B1 (WEBLER WILLIAM E [US]) 17 September 2002 (2002-09-17) column 2, line 7 - column 3, line 41 column 4, line 1 - column 5, line 41 figures 1-4 -----	1,2,4-6, 8-16, 18-22
Y	US 5 680 865 A (TANAKA TOSHIKUMI [JP]) 28 October 1997 (1997-10-28) column 2, line 17 - line 24 column 4, line 26 - line 29 claim 14 -----	23

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/US2006/022807

Patent document cited in search report		Publication date		Patent family member(s)		Publication date
US 2002193690	A1	19-12-2002	NONE			
US 5203337	A	20-04-1993	AU CA EP IL WO	1994992 A 2108910 A1 0597864 A1 101807 A 9219157 A1	21-12-1992 09-11-1992 25-05-1994 16-10-1996 12-11-1992	
US 6450964	B1	17-09-2002	NONE			
US 5680865	A	28-10-1997	JP	8117237 A	14-05-1996	

フロントページの続き

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

(74)代理人 100065259

弁理士 大森 忠孝

(72)発明者 ペイ・ジェイ・カオ

アメリカ合衆国 9 4 5 3 9 カリフォルニア州フレモント、ナンバー 2、エルズワース・ストリート
4 3 6 1 0 番

(72)発明者 ジャン・アール・ユアン

アメリカ合衆国 9 4 5 4 4 カリフォルニア州ヘイワード、ベリー・アベニュー 1 3 2 番

(72)発明者 リチャード・ロムリー

アメリカ合衆国 9 5 3 7 6 カリフォルニア州トレイシー、アンゴラ・コート 2 4 5 2 番

F ターム(参考) 4C601 BB14 BB24 DD04 DD14 DE03 EE11 FE01 FE04 KK12 KK16

专利名称(译)	具有前向流速检测器的医学成像装置		
公开(公告)号	JP2009500070A	公开(公告)日	2009-01-08
申请号	JP2008519335	申请日	2006-06-08
[标]申请(专利权)人(译)	波士顿科学有限公司		
申请(专利权)人(译)	波士顿科技有限公司		
[标]发明人	ペイジエイカオ ジャンアールユアン リチャードロムリー		
发明人	ペイ・ジェイ・カオ ジャン・アール・ユアン リチャード・ロムリー		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/12 A61B5/0066 A61B5/0084 A61B8/06 A61B8/13 A61B8/445 A61B8/4461		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/DD04 4C601/DD14 4C601/DE03 4C601/EE11 4C601/FE01 4C601/FE04 4C601/KK12 4C601/KK16		
代理人(译)	山崎 宏 田中，三夫		
优先权	11/173548 2005-07-01 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

技术领域本发明一般涉及医疗设备，并且更具体地涉及改进的医学成像设备。在一个实施例中，成像装置包括驱动轴，驱动轴具有容纳在内腔内的近端和远端；驱动轴，联接到驱动轴的远端并且设置在细长构件的远端部分处，换能器；以及耦合到成像换能器的流量检测器。流量检测器可包括前向超声换能器，其被配置为在成像装置的纵向方向上发射能量并检测所接收的回波中的多普勒频移。当成像装置放置在具有血流的血管中时，这种信息可用于计算血流速度。成像装置可以配置成放置在导管或导丝上。

