

(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2016-501090

(P2016-501090A)

(43) 公表日 平成28年1月18日(2016.1.18)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/06 (2006.01)	A 6 1 B 8/06	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

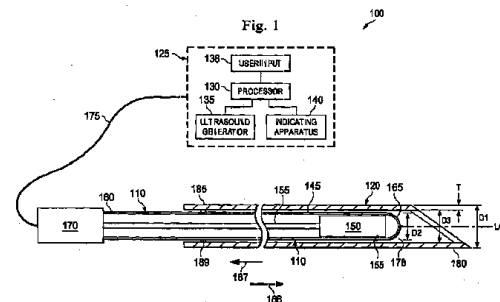
(21) 出願番号 特願2015-547475 (P2015-547475) (86) (22) 出願日 平成25年12月10日 (2013.12.10) (85) 翻訳文提出日 平成27年7月22日 (2015.7.22) (86) 国際出願番号 PCT/US2013/074171 (87) 国際公開番号 W02014/093374 (87) 国際公開日 平成26年6月19日 (2014.6.19) (31) 優先権主張番号 61/737, 022 (32) 優先日 平成24年12月13日 (2012.12.13) (33) 優先権主張国 米国 (US) (31) 優先権主張番号 61/737, 040 (32) 優先日 平成24年12月13日 (2012.12.13) (33) 優先権主張国 米国 (US)	(71) 出願人 509127376 ヴォルカノ コーポレイション VOLCANO CORPORATION アメリカ合衆国 92130 カリフォル ニア, サン ディエゴ, バレー センター ドライブ 3661, スイート 200 (74) 代理人 100078282 弁理士 山本 秀策 (74) 代理人 100113413 弁理士 森下 夏樹 (74) 代理人 100181674 弁理士 飯田 貴敏 (74) 代理人 100181641 弁理士 石川 大輔
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 標的化された挿管のためのデバイス、システム、および方法

(57) 【要約】

本明細書では患者内の血管の場所を特定するための感知ワイヤが説明される。感知ワイヤは、近位部分から遠位部分まで延在する管腔を含む、中空の剛性管と、管の遠位部分に連結される超音波センサと、遠位部分に位置付けられ、かつ超音波センサに連結される通信アセンブリとを備える。また、患者内の血管を査定および評価するためのシステムも説明される。本システムは、アクセスセンサワイヤと、アクセスセンサワイヤを受容するように定寸されるアクセス針と、アクセス針内に位置付けられるように構成される第2の感知ワイヤとを備える。針が血管の中に位置付けられた後に、短いアクセス感知ワイヤが、はるかに長い第2の感知ワイヤによって置換される、導入針を用いて血管にアクセスするための方法も開示される。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

患者内の血管の場所を特定するためのデバイスであって、
近位部分から遠位部分まで延在する管腔を含む、中空の伸長剛性管であって、前記管は、縦軸を有する、中空の伸長剛性管と、

前記遠位部分に連結される、超音波センサであって、前記センサは、縦軸に沿って遠位に超音波を伝送および受信してドップラ偏移を検出するように構成される、超音波センサと、

前記センサから前記近位部分に隣接して位置付けられた通信接続アセンブリまで延在する、少なくとも 1 つの通信ラインであって、前記剛性管は、使用中に前記縦軸と実質的に整列して前記超音波センサおよび通信接続アセンブリを維持する、少なくとも 1 つの通信ラインと、

を備える、デバイス。

【請求項 2】

前記伸長管は、円形断面形状を伴う剛性円筒である、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 3】

前記伸長管の管腔を通して延在する、前記センサと通信している導電体をさらに含む、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 4】

前記通信接続アセンブリは、前記伸長管の前記近位部分の上に複数の伝導帯を含む、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 5】

前記伸長管は、前記近位部分から前記遠位部分まで実質的に一定の程度の剛性を有する、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 6】

前記伸長管および通信接続アセンブリは、実質的に一様な直径を有する、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 7】

前記センサを封入するように成形および構成されるセンサ筐体をさらに含み、前記センサ筐体は、前記伸長管の前記遠位部分に連結される、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 8】

前記センサ筐体は、鈍的で丸みを帯びた遠位先端を含む、請求項 7 に記載のデバイス。

【請求項 9】

前記センサは、前記遠位先端に隣接するコアワイヤに連結される、請求項 8 に記載のデバイス。

【請求項 10】

前記センサ筐体は、それを通して前記センサが超音波を伝送および受信することができる、超音波透過性開口を含む、請求項 7 に記載のデバイス。

【請求項 11】

前記センサ筐体は、操縦可能先端を備える、請求項 7 に記載のデバイス。

【請求項 12】

前記センサ筐体は、鋭い遠位先端を含む、請求項 7 に記載のデバイス。

【請求項 13】

前記センサは、少なくとも 1 つの超音波変換器を備える、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 14】

コアワイヤは、導電性である、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 15】

前記センサ筐体および少なくとも前記伸長管の前記遠位部分を包囲するように成形および構成される、可撓性シースをさらに含み、前記シースは、閉鎖遠位端および開放近位端を有する、請求項 7 に記載のデバイス。

10

20

30

40

50

【請求項 16】

前記可撓性シースは、前記近位端から前記遠位端まで先細になる、請求項 15 に記載のデバイス。

【請求項 17】

前記可撓性シースは、超音波エネルギーに対して透過性である、請求項 15 に記載のデバイス。

【請求項 18】

患者における血管アクセスおよび感知のためのシステムであって、

第 1 の長さおよび第 1 の外径を伴う中空の伸長管と、波動を伝送および受信してドップラ偏移を検出するように構成される、前記管の遠位部分に隣接して配置されたセンサとを有する、第 1 のアクセスセンサワイヤと、

鋭い遠位端まで延在する第 1 の内径を画定する管腔を含む中空貫通器具であって、第 2 の管腔は、前記センサワイヤを受容するように定寸および成形される、中空貫通器具と、

第 2 の長さおよび第 2 の外径を有する、第 2 のセンサワイヤであって、前記第 2 の長さは、前記第 1 の長さより 2 倍大きく、前記第 2 の外径は、前記第 1 の直径と実質的に等しく、前記中空貫通器具の前記管腔を通過するために構成される、第 2 のセンサワイヤと、を備える、システム。

【請求項 19】

前記伸長管は、潤滑材料でコーティングされる、請求項 18 に記載のシステム。

【請求項 20】

前記アクセスセンサワイヤはさらに、前記センサを封入するように成形および構成されるセンサ筐体をさらに含み、前記センサ筐体は、前記伸長管の前記遠位部分に連結される、請求項 18 に記載のシステム。

【請求項 21】

前記センサ筐体は、鈍的な丸みを帯びた遠位先端を含む、請求項 20 に記載のシステム。

【請求項 22】

前記アクセスセンサワイヤは、前記導電体に連結される通信接続アセンブリを含み、前記通信接続アセンブリは、前記第 1 の外径に実質的に合致する第 3 の外径を有する、請求項 18 に記載のシステム。

【請求項 23】

前記第 2 のセンサワイヤは、前記アクセスセンサワイヤを形成する剛性円筒と比較して非常に可撓性である、請求項 18 に記載のシステム。

【請求項 24】

前記第 1 の長さは、約 25 cm であり、前記第 2 の長さは、約 150 cm である、請求項 23 に記載のシステム。

【請求項 25】

前記アクセスセンサワイヤを包囲するように成形および構成される、可撓性シースをさらに含み、前記シースは、閉鎖遠位端および開放近位端を有する、請求項 18 に記載のシステム。

【請求項 26】

前記可撓性シースは、縦方向に前記貫通器具の前記管腔内で前記シースおよびアクセスセンサワイヤの往復運動を可能にするように定寸および成形される、請求項 25 に記載のシステム。

【請求項 27】

前記可撓性シースは、超音波エネルギーに対して透過性である、請求項 25 に記載のシステム。

【請求項 28】

前記貫通器具は、前記アクセスセンサワイヤが前記貫通器具の前記鋭い遠位端を通り過ぎて第 1 の距離で前進することを防止するように構成される、保持特徴を前記第 2 の管腔

10

20

30

40

50

内に含む、請求項 18 に記載のシステム。

【請求項 29】

患者内の血管にアクセスし、接続された血管内から患者のパラメータを感知する方法であって、

前記方法は、

センサワイヤ通信接続アセンブリを、信号処理システムと相互接続された雌型コネクタに接続するステップと、

貫通器具の管腔に前記センサワイヤを挿入するステップであって、前記センサワイヤは、前記センサワイヤの遠位部分にドップラ超音波変換器を含み、前記貫通器具は、鋭い遠位先端を含む、ステップと、

前記貫通器具の前記鋭い遠位先端に隣接して前記センサワイヤの前記遠位部分を位置付けるステップと、

前記患者の皮膚表面に隣接して前記センサワイヤの前記遠位部分を位置付けるステップと、

前記センサから前記皮膚表面の下の組織に向かって超音波を発するステップと、

前記組織から反射超音波データを受信するステップと、

前記組織内の血管の存在および前記血管内の流動の方向を評価するように、前記反射超音波データの前記ドップラ偏移を分析するステップと、

前記皮膚表面上で前記貫通器具および前記センサワイヤを移動させ、前記血管を貫通するための最適な位置および角度が識別されるまで、前記反射超音波データを分析するステップと、

前記皮膚表面の中へ前記貫通器具を前進させ、前記血管を貫通するステップと、

前記貫通器具から前記アクセスセンサワイヤを除去するステップと、

内部センサワイヤ通信接続アセンブリを前記信号処理システムと相互接続された前記雌型コネクタに接続するステップと、

前記貫通器具を通して血管に前記内部センサワイヤを挿入するステップと、

を含む、方法。

【請求項 30】

前記貫通器具の縦軸と実質的に整列して前記アクセスセンサワイヤの前記接続アセンブリを維持するステップをさらに含む、請求項 29 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【背景技術】

【0001】

血管挿管を含む、種々の医療手技中に、診断および治療目的を促進するように、ある内部解剖学的構造を意図的に貫通することが望ましい。しかしながら、正確かつ効率的な貫通は、達成することが困難であり得、隣接構造を不注意に改変および/または損傷するリスクを伴い得る。

【0002】

例えば、解剖学的構造の外部から内部への貫通を伴う一般的な手技は、静脈内（「IV」）管を挿入する、採血する、または動脈カテーテルを挿入するための血管の局所化および挿管である。しかしながら、医療施術者は、患者の組織の中へ送達器具または針を前進させる前に標的血管の場所を正確に特定することに困難を有し得る。複数回の配置試行は、患者に不快感をもたらし、手技時間を延長させ得る。場合によっては、複数回の配置試行は、神経および他の血管等の隣接構造を損傷し得る。この問題は、小児患者、肥満患者、異常な生体構造を伴う患者において、および緊急事態等の救急処置状況で特に顕著である。

【0003】

種々のデバイスおよび方法は、挿管に先立って医療施術者が血管の場所を正確に特定することを助けるように工夫されてきた。例えば、いくつかの方法は、標的血管の場所および方向を判定するためにドップラソナー技術を採用する。しかしながら、これらの方法の

10

20

30

40

50

うちのいくつかは、標的血管の場所を正確に特定するためにドップラを使用する前に、患者の皮下組織の中への針の挿入を伴う。ユーザは、標的血管の場所を特定するために、患者の組織内で掃引運動を採用する。そのような掃引運動は、患者にとって苦痛であり、隣接構造に損傷を引き起こし得る。また、いくつかの超音波配置デバイスは、送達器具に超音波変換器および受信機を組み込む、複雑なカテーテル構造を必要とする。

【0004】

本明細書で開示されるデバイス、システム、および方法は、従来技術の欠陥のうちの1つ以上を克服する。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

10

【0005】

本開示は、安全かつ正確に患者内の血管にアクセスして評価するためのデバイス、システム、および方法を提供する。本デバイス、システム、および方法は、ユーザを血管に誘導し、血管内の位置付けを確認するために、ドップラ超音波感知を利用することができる。いったん血管へのアクセスが安全かつ正確に取得されると、付加的な診断および/または治療のために、任意の数の代替的な感知デバイスを血管に導入することができる。

【0006】

1つの例示的实施形態では、本開示は、患者内の血管にアクセスして評価するためのシステムを説明する。本システムは、アクセスセンサワイヤと、アクセスセンサワイヤを受容するように定寸されるアクセス針と、アクセス針内で連続的に位置付けられるように構成される第2の感知ワイヤとを備える。1つの特徴では、アクセスセンサワイヤが、アクセス針の長さと同程度の長さを有する、剛性部材を含む一方で、第2の感知ワイヤは、非常に可撓性であり、アクセス針より数倍長い。また、針が血管の中に位置付けられた後に、短いアクセス感知ワイヤが、はるかに長い第2の感知ワイヤによって置換される、導入針内で血管にアクセスするために短いアクセス感知ワイヤを利用するための方法も開示される。一実施形態では、アクセス感知ワイヤおよび第2の感知ワイヤの両方は、実質的に類似する接続アセンブリを有する。

20

【0007】

別の例示的实施形態では、本開示は、患者における血管アクセスおよび感知のためのシステムを対象とする。本システムは、第1の長さおよび第1の外径を伴う中空の伸長管と、波動を伝送および受信してドップラ偏移を検出するように構成される、管の遠位部分に隣接して配置されたセンサとを有する、第1のアクセスセンサワイヤを備える。本システムはさらに、鋭い遠位端まで延在する第1の内径を画定する管腔を含む中空貫通器具を含み、第2の管腔は、センサワイヤを受容するように定寸および成形される。一側面では、本システムはまた、第2の長さおよび第2の外径を有する、第2のセンサワイヤも含み、第2の長さは、第1の長さより2倍大きく、第2の外径は、第1の直径と実質的に等しく、中空貫通器具の管腔を通過するために構成される。一実施形態では、伸長管は、剛性部材である。

30

【0008】

別の側面では、本開示は、センサデータを処理システムに出力するための接続機構を含む、患者における血管アクセスおよび感知のためのシステムを提供する。一側面では、本システムは、中空血管貫通器具の管腔を通過するために構成される、第1の長さおよび第1の外径を伴う中空の伸長管と、波動を伝送および受信してドップラ偏移を検出するように構成される、管の遠位部分に隣接して配置されたセンサであって、管の近位部分に隣接して配置される第1の接続アセンブリと通信しているセンサとを有する、第1のアクセスセンサワイヤを含む。さらなる側面では、本システムは、第2の長さおよび第2の外径を有する、第2のセンサワイヤを含み、第2の長さは、第1の長さより2倍大きく、第2の外径は、第1の直径と実質的に等しく、中空貫通器具の管腔を通過するために構成され、第2のセンサワイヤは、ワイヤの近位部分に隣接して配置される、第2の接続アセンブリであって、第1の接続アセンブリに実質的に合致するように構成される、第2の接続アセ

40

50

ンブリを有する。本システムはまた、センサからのデータを分析してドップラ偏移を検出するように構成される信号処理システムに連結される、雌型コネクタであって、第1の接続アセンブリおよび第2の接続アセンブリのそれぞれを連続的に受容するように構成される管腔を有する、雌型コネクタを含んでもよい。一実施形態では、伸長管は、雌型コネクタに連結されたときに中空貫通器具の管腔と整列して接続アセンブリを維持するように十分に剛性である。

【0009】

なおもさらなる側面では、本開示は、患者内の血管にアクセスし、接続された血管内から患者のパラメータを感知する方法を提供する。例示的な形態では、本方法は、センサワイヤ通信接続アセンブリを、信号処理システムと相互接続された雌型コネクタに接続するステップと、貫通器具の管腔にセンサワイヤを挿入するステップであって、センサワイヤは、センサワイヤの遠位部分にドップラ超音波変換器を含み、貫通器具は、鋭い遠位先端を含む、ステップとを含む。本方法は、貫通器具の鋭い遠位先端に隣接してセンサワイヤの遠位部分を位置付けるステップと、患者の皮膚表面に隣接してセンサワイヤの遠位部分を位置付けるステップと、組織内の血管の存在および血管内の流動の方向を評価するように、反射超音波データのドップラ偏移を分析するステップと、皮膚表面上で貫通器具およびセンサワイヤを移動させ、血管を貫通するための最適な位置および角度が識別されるまで、反射超音波データを分析するステップと、皮膚表面の中へ貫通器具を前進させ、血管を貫通するステップとによって継続する。いったん血管がアクセスされると、次いで、貫通器具からアクセスセンサワイヤを除去し、内部センサワイヤ通信接続アセンブリを信号

10

20

【0010】

別の例示的实施形態では、本開示は、血管を識別するために導入針内で利用することができる、センサワイヤを説明する。一実施形態では、本センサワイヤは、雌型コネクタの重量を担持するときでさえも、近位通信接続アセンブリと実質的に整列して遠位センサを維持することができる、剛性管状本体を含む。さらなる側面では、感知ワイヤは、その直径に関して比較的短い。なおもさらなる特徴では、通信接続アセンブリは、感知ワイヤの全長の約10パーセントである長さを有する。なおもさらなる特徴では、感知ワイヤは、遠位センサから通信接続アセンブリまでを含む、実質的に一様な直径を有する。

30

【0011】

別の例示的实施形態では、本開示は、患者内の血管の場所を特定するためのデバイスを対象とする。一側面では、本デバイスは、近位部分から遠位部分まで延在する管腔を含む、中空の伸長剛性管であって、縦軸を有する管と、遠位部分に連結される、超音波センサであって、縦軸に沿って遠位に超音波を送信および受信してドップラ偏移を検出するように構成される、センサと、センサから近位部分に隣接して位置付けられた通信接続アセンブリまで延在する、少なくとも1つの通信ラインであって、剛性管は、使用中に縦軸と実質的に整列して超音波センサおよび通信接続アセンブリを維持する、通信ラインとを含む。

40

【0012】

さらなる例示的实施形態では、本開示は、患者内の血管の場所を特定するためのデバイスを対象とする。本デバイスは、近位部分から遠位部分まで延在する管腔を含む、中空の伸長管を有し、かつ長さが直径の1000倍未満である長さおよび直径を有する、センサワイヤを備える。センサワイヤは、遠位部分に隣接して位置付けられ、超音波を送信および受信してドップラ偏移を検出するように構成される、超音波センサと、近位部分に隣接して位置付けられる通信接続アセンブリとを含む。さらなる特徴は、重量を有し、センサワイヤをドップラ超音波プロセッサに連結するように構成される、中空コネクタを含み、コネクタは、通信接続アセンブリを受容するように定寸される第2の管腔を含む。

【0013】

なおもさらなる例示的实施形態では、本開示は、血管の場所を特定するためのデバイス

50

を提供する。本デバイスは、縦軸に沿って延在する第１の長さ、および直径を有する、感知ワイヤ管を含む。感知ワイヤは、近位部分から遠位部分まで延在する管腔を含む、中空の伸長管と、遠位部分に連結される超音波センサであって、縦軸に沿って遠位に超音波を送信および受信してドップラ偏移を検出するように構成される、センサと、センサから近位部分に隣接して位置付けられた通信接続アセンブリまで延在する、少なくとも１つの通信ラインとを備える。少なくとも１つの実施例では、接続アセンブリは、第２の長さを有し、第１の長さ対第２の長さの比は、１０対１未満である。なおもさらなる側面では、センサワイヤは、いったんデバイスが患者の体内に挿入されると血圧を感知するための圧力センサを含む。

【００１４】

前述の一般的説明および以下の詳細な説明の両方は、本質的に例示的かつ説明的であり、本開示の範囲を限定することなく本開示の理解を提供することを目的としていると理解されたい。その点に関して、本開示の付加的な側面、特徴、および利点が、以下の詳細な説明から当業者に明白となるであろう。

【図面の簡単な説明】

【００１５】

添付図面は、本明細書で開示されるデバイスおよび方法の実施形態を図示し、説明とともに、本開示の原理を説明する働きをする。

【図１】図１は、本開示の一実施形態による、挿管システムの概略図である。

【図２】図２は、本開示の一実施形態による、コネクタに連結されたセンサワイヤの部分切断側面図を図示する。

【図３】図３は、本開示の一実施形態による、血管に向かった放射ドップラ超音波の種々の角度、および指示装置上で生じる対応するソノグラムを図示する、略図である。

【図４】図４は、本開示の一実施形態による、センサワイヤの部分切断側面図を図示する。

【図５】図５は、本開示の一実施形態による、異なる角度で図４に示され、シース内に位置付けられたセンサワイヤの部分切断側面図を図示する。

【図６】図６は、本開示の一実施形態による、貫通器具内に配置され、患者の皮膚に対して位置付けられたセンサワイヤの側面図の概略図である。

【図７】図７は、本開示の一実施形態による、貫通器具内に配置され、血管を貫通するように最適な位置で患者の皮膚に対して位置付けられたセンサワイヤの側面図の概略図である。

【図８】図８は、本開示の一実施形態による、センサが患者の皮膚の外にとどまっている間に血管の中へ前進する貫通器具の部分断面側面図の概略図である。

【図９】図９は、本開示の一実施形態による、センサワイヤおよび貫通器具の両方が患者の血管の中に前進している、シースに包み込まれ、貫通器具内に配置されたセンサワイヤの側面図の概略図である。

【図１０】図１０は、本開示の一実施形態による、センサワイヤが患者の皮膚に対して位置付けられる、貫通器具および送達器具内に配置されたセンサワイヤの断面側面図の概略図である。

【図１１】図１１は、本開示の一実施形態による、貫通器具およびセンサワイヤが引込まれている間に患者の血管内に位置付けられた、図１０に示される送達器具の断面側面図の概略図である。

【図１２】図１２は、本開示の一実施形態による、コネクタに連結された伸長センサワイヤの部分切断側面図を図示する。

【発明を実施するための形態】

【００１６】

本開示の原則の理解を深めることを目的として、以降、図面に例示される実施形態を参照し、それを説明するために具体的な言語が使用される。それでもなお、本開示の範囲を限定する意図は全くないことが理解されるであろう。記載のデバイス、器具、方法、およ

10

20

30

40

50

び本開示の原則の任意のさらなる適用におけるいかなる変形および修正も、本開示が関係する当業者には通常想定されるであろうと十分に考えられる。具体的には、簡潔にするために、人工装具および対応する係合構造の種々の実施形態は、構成要素、特徴、および構造の特定の例示的な組み合わせを参照して以下で説明される。しかしながら、例示的实施形態の種々の構成要素、特徴、および構造は、多数の他の方法で組み合わせ可能であることが理解される。一実施形態に関して記載される特徴、構成要素、および／またはステップは、本開示の他の実施形態に関して記載される特徴、構成要素、および／またはステップと組み合わせられてもよいことが十分に考えられる。したがって、一実施形態からの特徴は、たとえそのような組み合わせが明示的に示されていなくても、本開示によるデバイス、システム、または方法のさらに別の実施形態を形成するように、別の実施形態からの特徴と組み合わせられてもよい。さらに、簡単にするために、場合によっては、同一の参照番号が、同一または類似部品を指すために図面の全体を通して使用される。

【0017】

本開示は、超音波ドップラ技術を使用して、解剖学的構造の場所を正確に特定して貫通するためのデバイス、システム、および方法に関する。限定としてではないが、より具体的には、本開示は、貫通器具を通過し、患者の皮膚を通して標的血管の領域に向かって超音波信号を伝送し、それによって、標的血管の正確な場所および方向を示すように定寸、成形、および構成される、超音波センサワイヤに関する。加えて、本開示は、患者の身体の中へ貫通器具を前進させる前に、かつその間にリアルタイムで、ユーザが標的血管の場所および方向を判定することを可能にするように、センサワイヤ、貫通器具、およびドップラ超音波システムを備える、挿管システムに関する。また、本開示は、センサワイヤと患者との間の直接物理的接触を防止し、それにより、異なる患者におけるセンサワイヤの繰り返しの使用を可能にするように設計される、保護シースを含むセンサワイヤを提供する。本明細書で開示されるセンサワイヤおよびシステムは、組織の任意の実際の貫通の前に、貫通のための適切な接近角をユーザに示すため、センサワイヤは、貫通器具が標的構造に向かって進行するにつれて、ユーザが非限定的実施例として神経等の隣接組織への不慮の損傷を最小限化することを可能にする。

【0018】

種々の図は、患者内の血管の場所を正確に特定して貫通するために好適なデバイス、システム、および方法の実施形態を示す。しかしながら、当業者であれば、本開示の一般的な意図または教示から逸脱することなく、胃腸臓器、洞、気道、泌尿生殖器、および隣接構造を含むが、それらに限定されない、他の解剖学的構造の場所を特定して貫通するために、類似実施形態を使用できることを理解するであろう。

【0019】

図1は、本開示の一実施形態による、挿管システム100を図示する。描写した実施形態では、挿管システム100は、貫通器具120内に摺動可能に配置されたセンサワイヤ110、ならびにドップラ超音波システム125を含む。貫通器具120は、貫通器具120の内側でセンサワイヤ110を見ることができるよう、断面図で示されている。描写した実施形態では、ドップラ超音波システム125は、プロセッサ130、超音波パルス発生器135、ユーザ入力138、および指示装置140から成る。システム100は、非限定的実施例として血管等の内部解剖学的構造の局所化および貫通を促進するように配列される。挿管システム100の個々の構成要素部品は、電力、信号、および／またはデータの伝達を促進するように、電気的に、光学的に、および／または無線で接続されてもよい。図1で描写される構成要素の数および場所は、本開示を限定することを目的としておらず、本明細書で説明されるデバイスおよび方法が使用され得る環境を例証するように提供されるにすぎない。

【0020】

例示した実施形態では、センサワイヤ110は、伸長剛性の円筒管として成形および構成される。センサワイヤ110は、中空の伸長管145と、センサ150と、コアワイヤ155とを含む。一側面では、コアワイヤ155は、センサワイヤ110の近位部分16

0と遠位部分165との間に延在する。描写した実施形態では、センサ150は、遠位部分165でコアワイヤ155に連結される。センサ150は、非限定的実施例として、スナップ嵌合係合、接着剤、溶接、圧力嵌合、および/または機械的締結具を含む、種々の連結機構のうちのいずれかで、コアワイヤ155または管145に取り付けられてもよい。描写した実施形態では、センサ150は、溶接を介してコアワイヤ155に取り付けられ、センサの周囲の筐体は、接着剤を介して管145に結合される。さらなる実施形態では、センサ筐体は、剛性で中空の伸長管145に直接取り付けられ、コアワイヤを省略することができ、それによって、剛性センサワイヤアセンブリを形成する。センサワイヤ110は、図4および5を参照して以下でさらに詳細に説明されるであろう。

【0021】

センサワイヤ110は、当業者に公知である種々の手段のうちのいずれかで、ドップラ超音波システム125に連結される。描写した実施形態では、センサワイヤ110の近位部分160は、コネクタ170を介して、ドップラ超音波システム125に連結された供給ケーブル175に連結される。いくつかの実施形態では、図2に示されるように、コネクタ170は、センサワイヤ110の近位部分160を収納することができる、内部通路176を有する。センサワイヤ110は、非限定的実施例として、螺入係合、スナップ嵌合係合、および張力ベースの係合を含む、種々の選択的連結機構のうちのいずれかで、コネクタ170および供給ケーブル17に選択的に連結されてもよい。いくつかの実施形態では、コネクタ170は、医療手技中にユーザによって保持および操作され得るように定寸されるハンドルを備える。図2の図示した実施形態では、コネクタは、Comb Wire (R)という商標の下でVolcano Corporationによって販売されている冠動脈感知システムとともに利用される、従来の解放可能コネクタである。センサワイヤ110は、センサワイヤ110への損傷またはセンサワイヤ110の変形を引き起こすことなく、コネクタ170の重量を支持するように十分な柱強度を保有する。いくつかの実施形態では、コネクタ170は、非限定的実施例として、センサワイヤ110を経由して、またはセンサワイヤ110の代わりに、バルーンカテーテル、洗浄カテーテル、撮像カテーテル、別の好適な外科用カテーテル、別のセンサワイヤ、またはガイドワイヤ等の手術器具の前進を可能にするように断絶することができる。場合によっては、センサワイヤおよびコネクタは、その全体で参照することにより本明細書に組み込まれる、2006年6月23日に出願された「Combination Sensor Guide wire and Methods of Use」と題された米国特許第8,231,537号で、それぞれ、ガイドワイヤおよびコネクタについて開示されるものに非常に類似する方法で相互作用する類似特徴を含む。

【0022】

図1を参照すると、貫通器具120は、伸長剛性管を備える。貫通器具120は、鋭い遠位先端180と近位端185との間に延在する管腔178を含む。鋭い遠位先端180は、患者の皮膚、皮下組織、および他の解剖学的組織（例えば、血管壁）を貫通するように成形および構成される。描写した実施形態では、貫通器具120は、外科用針を備える。他の実施形態では、貫通器具は、近位端から遠位端を通るセンサワイヤ110および/または他の手術器具の通過を可能にするように定寸および成形することができる、外科用導入器を備えてもよい。他の実施形態では、図10を参照して以下で説明されるように、貫通器具は、外科用導入器および外科用針の組み合わせを備えてもよく、導入器は、近位端から遠位端を通る針の通過を可能にするように定寸および成形され、針は、導入器の管腔に挿入され、センサワイヤは、針に挿入される。

【0023】

貫通器具120は、外径D1が0.014インチ(0.356mm)~0.040インチ(1.016mm)に及んでもよい。貫通器具120の壁厚Tは、0.001インチ~0.004インチに及んでもよい。一実施形態では、貫通器具の壁厚Tは、0.002インチ(0.051mm)である。一実施形態では、貫通器具120は、従来の20ゲージ外科用針であってもよい。別の実施形態では、貫通器具は、従来の22ゲージ外科用針で

あってもよい。

【0024】

センサワイヤ110は、貫通器具120の管腔178を通して延在する。センサワイヤ110は、管腔178内に摺動可能に配置することができるよう成形され、センサワイヤ110は、遠位部分165が貫通器具120の遠位先端180を通して延在することができるように定寸される。換言すると、センサワイヤ110は、貫通器具120より長く定寸される。描写した実施形態では、センサワイヤ120の直径は、センサワイヤ110が貫通器具120内で往復して軸方向に移動可能であることを可能にするように、貫通器具120の管腔178の直径より小さく定寸される。具体的には、貫通器具120およびセンサワイヤ110は、センサワイヤ110の外径D2が、実質的に貫通器具120の管腔178の内径D3以下であるように定寸される。これは、矢印187および188によって指定される方向に管腔178内で縦軸LAに沿ったセンサワイヤ110の往復移動を可能にする。センサワイヤ110は、直径D2が0.008インチ(0.203mm)~0.040インチ(1.016mm)に及んでもよい。例えば、センサワイヤ110は、非限定的実施例として、0.010インチ(0.254mm)、0.014インチ(0.356mm)、および0.035インチ(0.889mm)を含む、種々の直径D2のうちのいずれかを有してもよい。貫通器具120は、内径D3が10ゲージ~30ゲージに及んでもよい。貫通器具120は、非限定的実施例として0.010インチ(0.254mm)を含む、種々の内径D3のうちのいずれかを有してもよい。図2を参照すると、センサワイヤ110は、長さLが50mm~500mmに及んでもよい。例えば、センサワイヤ110は、非限定的実施例として25cmを含む、種々の長さのうちのいずれかを有してもよい。

10

20

【0025】

一側面では、接続アセンブリは、全長に関して直径が有意に小さい。例えば、例示の実施形態では、センサワイヤ110の長さは、通信接続アセンブリ113の直径より100倍以上長い。一実施例では、それは、約250:1の長さ対直径比を有する。長さ対直径の全体的な比は、図示した実施例では1000:1より小さい。

【0026】

別の側面では、全体的なセンサワイヤ110の長さは、通信接続アセンブリ113の長さより10倍未満長い。例えば、センサワイヤ110が、約25cmの長さを有することができる一方で、接続アセンブリ113は、約3cmの長さL3を有する。

30

【0027】

図2を参照すると、コネクタ170は、感知ワイヤ110に取り付けられて図示されている。コネクタ170は、長さL2を有する。一実施形態では、L2は、長さが5cm~15cmである。なおもさらなる実施形態では、L2は、長さが8cm~10cmである。コネクタは、長さおよび配向が変動し得る。

【0028】

場合によっては、センサワイヤ110は、貫通器具120から近位方向に完全に除去されてもよい。他の場合においては、貫通器具120は、センサワイヤ110の周囲から近位方向に完全に除去されてもよい。例えば、いくつかの実施形態では、コネクタ170は、近位方向に貫通器具120の除去を可能にするように、センサワイヤ110から断絶されてもよい。ユーザが患者の皮膚を穿刺し、標的血管に到達するために貫通器具120を前進させるとき、貫通器具120は、種々の隣接組織、および管腔178に進入し得る流体を通過するであろう。いくつかの実施形態では、センサワイヤ110の外径D2は、センサワイヤ110が、手技中に貫通器具120の管腔178の中への体液および/または他の物質の望ましくない吸引を阻止することができるように、貫通器具120の管腔178の内径D3に密接に近似する。センサワイヤ110の外径D2が貫通器具120の管腔178の内径D3より小さい場合において、そのような望ましくない吸引を阻止するための他の手段が使用されてもよい。例えば、いくつかの実施形態では、貫通器具は、貫通器具が標的血管まで前進させられると、管腔178の中へのそのような組織および流体の進

40

50

入を防止または最小限化するように、非限定的実施例としてリング等のシールを遠位先端 180 に含む。いくつかの実施形態では、貫通器具は、従来の「逆漏出」チャンバまたは弁を含む。いくつかの実施形態では、貫通器具は、患者への挿入中に流体の逆流を防止するように Tuohy - Bors t アダプタに連結される。

【0029】

描写した実施形態では、貫通器具 120 は、センサワイヤ 110 が遠位先端 180 を通り過ぎてある距離で前進することを防止し、貫通器具内の定位置でセンサワイヤを選択的に係止し得る、保持特徴 189 を管腔 178 内に含む。場合によっては、保持特徴 189 は、内側管腔 178 の周囲で円周方向に延在する。保持特徴 189 は、非限定的実施例として、可撓性リング、機械的連結、および / または「軟質糊」等の接着剤を含む、種々の保持機構のうちのいずれかを備えてもよい。場合によっては、保持特徴 189 は、センサワイヤ 110 を中心に置き、および / または貫通器具 120 の遠位先端 180 と整列させる働きをする。他の実施形態は、任意の数の保持特徴を有してもよい。いくつかの実施形態は、保持特徴が欠けている。

【0030】

ドップラ超音波システム 125 は、本開示の一実施形態に従って、ドップラ超音波データを受信、処理、および分析するために構成される。ドップラ超音波システム 125 は、超音波パルス発生器 135 および指示装置 140 に連結されるプロセッサ 130 を含む。ドップラ超音波システム 125 は、センサ 150 を担持するセンサワイヤ 110 に連結される。描写した実施形態では、センサ 150 は、ドップラ超音波変換器を備える。いくつかの実施形態では、センサ 150 は、変換器のアレイを備えてもよい。

【0031】

プロセッサ 130 は、いくつかある機能の中でも、本明細書で説明される方法を実装するためのプログラム可能コード命令を実行する、1つ以上のプログラム可能プロセッサユニットを含んでもよい。プロセッサ 130 は、種々の医療用途のために好適なコンピュータおよび / または他の種類のプロセッサベースのデバイス内に統合されてもよい。プロセッサ 130 は、無線機構を介して直接的に、または供給ケーブル 175 等の有線接続から、センサワイヤ 110 および / または超音波パルス発生器 135 から入力データを受信することができる。プロセッサ 130 は、センサワイヤ 110 の動作を制御または指図する制御信号を生成するために、そのような入力データを使用してもよい。いくつかの実施形態では、ユーザは、ユーザ入力 138 からセンサワイヤ 110 および / または超音波パルス発生器 135 の動作をプログラムまたは指図することができる。いくつかの実施形態では、プロセッサ 130 は、センサワイヤ 110、超音波パルス発生器 135、および / またはユーザ入力 138 と直接無線通信しており、センサワイヤ 110、超音波パルス発生器 135、および / またはユーザ入力 138 からデータを受信し、コマンドをそれらに送信することができる。

【0032】

種々の実施形態では、プロセッサ 130 は、電源（図示せず）、付属デバイス（非限定的実施例として指示装置 140 等）、および / またはメモリ（図示せず）に接続され得る、標的デバイスコントローラである。そのような場合において、プロセッサ 130 は、ユーザ入力 138 からの入力を利用することなく、センサワイヤ 110 および / または超音波パルス発生器 135 等のシステム 100 の特定のデバイスまたは構成要素と通信しており、それらを標的にした特定の制御機能を果たす。例えば、プロセッサ 130 は、特定のユーザ入力を伴わずに、特定の期間にわたって、特定の周波数で、および / または特定の入射角で機能するように、センサワイヤ 110 および / または超音波パルス発生器 135 を指図またはプログラムしてもよい。いくつかの実施形態では、プロセッサ 130 は、システム 100 の1つより多くの構成要素を同時に制御し、それらと通信するよう機能することができるように、プログラム可能である。他の実施形態では、システム 100 は、1つより多くのプロセッサを含み、各プロセッサは、システムの個々の構成要素を制御するように構成される特殊用途コントローラである。

【0033】

プロセッサ130は、血管からセンサワイヤ110を通してドップラ超音波データを取得するように構成され、貫通器具120の前の流体流（例えば、血流）の存在または非存在および方向を判定するように、データを分析することができる。ドップラ超音波は、受信した信号の位相変化として、放射ビームを通る物体の移動を測定する。超音波が移動構造（例えば、血管内の赤血球）から反射されるとき、反射波の波長および周波数が偏移させられる。移動構造が変換器に向かって移動している場合、周波数が増加する。移動構造が変換器から離れて移動している場合、周波数が減少する。いくつかの実施形態では、プロセッサ130は、ドップラ方程式 $\Delta f = (2 f_0 V \cos \theta) / C$ を採用し、 Δf は、周波数偏移であり、 f_0 は、伝送波の周波数であり、 V は、反射物体（例えば、赤血球）の速度であり、 θ は、入射波と反射物体の移動の方向との間の角度（すなわち、入射角）であり、 C は、媒体内の音速である。周波数偏移は、センサ150が血流の方向と平行に配向され、 θ が0度（ $\cos 0 = 1$ ）である場合に最大である。周波数偏移は、センサ150が血流の方向と垂直に配向され、 θ が90度（ $\cos 90 = 0$ ）である場合に無くなる。より高いドップラ周波数偏移は、速度が増加させられ、入射波が血流の方向とより整列させられ、および/またはより高い周波数が発せられる場合、得られる。

描写した実施形態では、プロセッサ130が超音波パルス発生器135に接続され、超音波パルス発生器を制御してもよい。超音波パルス発生器135は、センサ150から出力される超音波を制御するように、（例えば、電気パルスの形態で）制御信号をセンサワイヤ110に提供する、超音波励起または波形発生器を備えてもよい。場合によっては、超音波パルス発生器135は、パルス波超音波の代わりに、センサ150から連続波超音波を指向させる。場合によっては、超音波発生器は、プロセッサ130の一部である。他の場合においては、超音波発生器は、センサワイヤ110に組み込まれる。

【0034】

描写した実施形態では、プロセッサ130は、例えば、センサワイヤ110から収集されるドップラ偏移情報を含む情報をユーザに伝えるように構成される、指示装置140に接続される。場合によっては、プロセッサ130は、指示装置140を介して表示する適切な指標を生成する。場合によっては、指示装置140は、異なるドップラ偏移情報を伝えるための意味を持つ調性等の聴覚方法を介して、情報をユーザに伝えるように構成される発振器または聴覚デバイスであってもよい。他の場合において、指示装置140は、非限定的実施例として振動を含む触覚を介して、異なるドップラ偏移情報を伝えてもよい。他の場合において、図3に示されるように、指示装置140は、測定されたドップラ偏移をユーザに図式的または視覚的に表示するように構成される、視覚ディスプレイを備えてもよく、放射エネルギーの異なる角度および/または位置と関連付けられる平均ドップラ偏移が、視覚的に表示されてもよい。

【0035】

図3では、指示装置は、センサワイヤ110が皮膚Sを横断して移動させられると観察される、異なるドップラ偏移と関連付けられる種々のソノグラムを表示し、それによって、血管V内の血流に対して異なる入射角 θ で超音波を放射する。入射角 θA では、放射ビームが血管V内の流動の方向とより整列しているため、より高い周波数のドップラ信号が指示装置140a上で示されている。入射角 θB では、放射ビームが血管V内の流動の方向とあまり整列していないため、わずかにより低い周波数のドップラ信号が指示装置140b上で示されている。入射角 θC では、放射超音波がほぼ90度で血液と相互作用するため、比較的不良なドップラ信号が指示装置140c上で示されている。入射角 θD では、血流が放射超音波から離れて進行しているため、負のドップラ信号が指示装置140d上で示されている。他の実施形態では、ドップラ偏移情報は、背景グレースケールBモード超音波画像に重ね合わせられた色情報として表示される。いくつかの実施形態では、正のドップラ偏移は、1つの色を割り当てられ、負のドップラ偏移は、別の色を割り当てられる。いくつかの実施形態では、ドップラ偏移の規模は、割り当てられた色の輝度の異なる勾配によって表される。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 6 】

図 4 を参照すると、上記のように、センサワイヤ 1 1 0 は、伸長管 1 4 5 と、圧力センサ 1 5 0 および超音波変換器 2 1 0 を含むセンサアセンブリ 1 4 8 とを備える。描写した実施形態では、伸長管 1 4 5 は、円形断面形状を伴う管腔 1 9 0 を有する、剛性の中空円筒として成形される。剛性の伸長管を用いると、超音波センサ 2 1 0 を含むセンサアセンブリ 1 4 8 は、使用中に通信接続アセンブリ 1 1 3 と実質的に整列して維持される。剛性の伸長管の強度は、縦軸から実質的に降伏することなく、関連ケーブルとともに雌型コネクタ 1 7 0 の重量を保持するために十分である。しかしながら、代替実施形態では、伸長管は、半剛性かつ部分的に可撓性であり、接続アセンブリ 1 1 3 がセンサアセンブリ 1 4 8 から縦方向にオフセットされることを可能にし得る。種々の実施形態では、伸長管は、例えば、長方形、正方形、または卵形を含む、種々の断面形状のうちのいずれかを有することができる。管腔 1 9 0 は、センサアセンブリ 1 4 8 から延在するコアワイヤ 1 5 5 および種々の導電体 1 9 2 を受容するように成形および定寸される。図示した実施形態は、圧力センサ 1 5 0 まで延在する導体と、超音波変換器から超音波エネルギー供給部（例えば、供給ケーブル 1 7 5 および超音波パルス発生器 1 3 5（図 1 に示される））まで延在する導体とを含む。また、描写した実施形態では、通信接続アセンブリ 1 1 3 を形成する、センサワイヤ 1 1 0 の近位部分 1 6 0 に位置付けられた伝導帯 1 9 3 も描写されている。種々の実施形態は、任意の数および配列の導電体および伝導帯を含んでもよい。他の実施形態は、導電体 1 9 2 および / または伝導帯 1 9 3 が欠けていてもよい。

10

【 0 0 3 7 】

20

図 4 で図示されるように、接続アセンブリ 1 1 3 は、各伝導帯が合致する外径を伴って縦軸に沿って同軸上で軸方向に離間している、実質的に様な直径を有する。接続アセンブリ 1 1 3 の外径は、伸長管 1 4 5 およびセンサアセンブリ 1 4 8 の外径に実質的に合致する。したがって、センサワイヤは、その全長に沿って様な外径を有する。上記に記載される代替案に加えて、外径は、2 つの代替実施形態では、0 . 0 0 1 4 インチ ~ 0 . 0 0 1 8 インチであってもよい。

【 0 0 3 8 】

30

伸長管 1 4 5 は、非限定的実施例として、N i t i n o l、ステンレス鋼、チタン、ニッケルチタン合金、コバルト合金、ステンレス鋼またはコバルト合金とのタングステン / 金の組み合わせ、それらの合金、ならびにポリイミド、ポリエーテルエーテルケトン（P E E K）、ポリアミド、ポリエーテルブロックアミド、ポリエチレン、ポリテトラフルオロエチレン（P T F E）、フッ素化エチレンプロピレン（F E P）、およびポリウレタン等のポリマーを含む、所望の量の強度、剛性、および耐腐食性を提供することができる、種々の好適な生体適合性材料のうちのいずれかから成ってもよい。場合によっては、伸長管 1 4 5 は、センサワイヤ 1 1 0 への損傷またはセンサワイヤ 1 1 0 の変形を引き起こすことなく、コネクタ 1 7 0（図 1 および 2 に示される）の重量を支持するように十分な柱強度および弾性を保有する。描写した実施形態では、伸長管 1 4 5 は、その長さに沿って実質的に一定の程度の剛性を保有する。場合によっては、センサワイヤ 1 1 0 は、伸長管 1 4 5 の材料組成、厚さ、および断面形状の変形により、その長さに沿って様々な剛性および可撓性を有する。

40

【 0 0 3 9 】

伸長管 1 4 5 の外壁 2 0 0 は、厚さが 1 m m ~ 4 0 m m に及んでもよい。例えば、外壁 2 0 0 は、非限定的実施例として 0 . 0 0 2 インチ（0 . 0 5 1 m m）を含む、種々の厚さのうちのいずれかを有してもよい。いくつかの実施形態では、外壁 2 0 0 は、低摩擦を伴う平滑な外面をセンサワイヤ 1 1 0 に与える材料で処理またはコーティングされてもよい。いくつかの実施形態では、センサワイヤ 1 1 0 は、貫通器具 1 2 0 の管腔 1 7 8 を通した挿入を容易にする材料で、その長さに沿ってコーティングされる。例えば、センサワイヤ 1 1 0 の全長またはその長さの一部分は、潤滑または平滑化性質を有する材料でコーティングされてもよい。例示的なコーティングは、疎水性または親水性であり得る。典型的なコーティングは、非限定的実施例として、ポリテトラフルオロエチレン（P T F E）

50

または TeflonTM、シリコン流体、あるいはウレタン系ポリマーから形成されてもよい。加えて、または代替として、上記の性質を提供する他の生体適合性コーティングを使用することができる。

【0040】

図4および5を参照すると、超音波変換器210を含む遠位先端は、鈍的な非外傷性先端として成形および構成される。描写した実施形態では、遠位先端210は、丸みを帯びた半球体ドームとして成形される。他の実施形態では、遠位先端は、遠位先端が必要以上の圧力が存在しない場合に皮膚を貫通しないように構成されることを前提として、種々の非外傷性形状のうちのいずれかを有してもよい。いくつかの実施形態では、遠位先端210は、先端の湾曲が非外傷性である必要性を排除するように十分に可撓性であり得る。センサワイヤ110による皮膚の貫通が所望される、いくつかの実施形態では、遠位先端は、鋭くあり得る、および/または角度のある縁を有することができる。

【0041】

センサ210は、遠位先端を通して、デバイスの縦軸に沿って超音波エネルギーを伝えるように成形および構成される。具体的には、センサは、超音波を放射し、反射超音波を受信するように構成される超音波変換器であってもよい。他の実施形態では、センサは、別個の超音波伝送機および受信機を備えてもよく、伝送機および受信機は、有線または無線リンクのいずれか一方を介して相互に通信可能に連結されてもよい。描写した実施形態では、センサは、単一の変換器として示されている。代替実施形態では、センサは、種々の形状のうちのいずれかで成形され、種々の配列のうちのいずれかで配列される、任意の数の変換器であってもよい。いくつかの実施形態では、センサ（および/またはセンサワイヤ110）は、標的流体流（例えば、血流および/または心拍数）の性質に対する所望の感度を達成するように、付加的な増幅器を含む。また、本明細書で描写されるセンサは、いかなる特定の種類のセンサにも限定されず、当業者に公知である全てのドップラセンサおよび/または超音波変換器を含むことも理解されたい。例えば、回転または振動のために適合される単一の変換器を有する、センサワイヤ、ならびにセンサワイヤの周囲で円周方向に位置付けられた変換器のアレイを有する、センサワイヤは、両方とも本発明の精神および範囲内である。加えて、ドップラセンサは、光学センサを含んでもよい。

【0042】

図示した実施形態では、感知ワイヤは、圧力センサ150を含む。圧力センサは、いったん導入器が挿入されると、血管内の血圧を感知するために使用することができる。血流が所定の圧力レベルを上回らない場合、これは、導入器が血管に届かなかったか、または小さすぎる直径を有するため導入器を受容することができない、より小さい血管に進出したという指標であり得る。

【0043】

図5は、縦軸LAの周囲の異なる角度で回転させられた、図4に示されるセンサワイヤ110を図示する。図5では、センサワイヤ110は、シース300によって部分的に包囲されるか、または包み込まれて示されている。いくつかの実施形態では、センサワイヤ110は、異なる患者の間の伝染病の転移を予防するために使い捨てであり得る。しかしながら、他の実施形態では、センサワイヤ110は、異なる患者に医療手技を行うために再利用可能であり得る。例えば、シース300とともに使用される場合、シース300等の使い捨て障壁の使用を通して、患者の間でウイルスまたは細菌を転移させる可能性が低減させられるため、センサワイヤ110を異なる患者で再利用することができる。他の場合においては、センサワイヤ110は、異なる手技の間で滅菌されれば、異なる患者での手技に再利用されてもよい。

【0044】

描写した実施形態では、伸長可撓性の保護シース300は、近位端305から遠位端310まで延在する。近位端305は、開放しており、直径が閉鎖遠位端310より比較的大きい。描写した実施形態では、シース300は、透明であり、具体的には、超音波エネルギーに対して透過性である。シース300は、センサ筐体202、および伸長管145

の少なくとも一部分を包み込むように設計される。描写した実施形態では、シース 300 の内径 D4 は、センサワイヤ 110（図 1 に示される）の外径 D2 よりわずかに大きい。シース 300 の外径 D5 は、貫通器具 120（図 1 に示される）の内側管腔直径 D3 よりわずかに小さい。したがって、センサワイヤ 110 は、シース 300 内に包み込まれたときでさえも、貫通器具 120（図 1 に示される）の管腔 178 内で縦軸 LA に沿って前後に移動することができる。

【0045】

図 6 は、（例えば、皮膚 S の貫通に先立って）貫通器具 120 内に配置されたセンサワイヤ 110 を図示する。描写した実施形態では、貫通器具 120 は、中空内径針を備える。貫通器具 120 の管腔 178 を通してセンサワイヤ 110 を螺入した後、ユーザは、標 10
的血管 V の近傍で患者の皮膚 S に対してセンサワイヤ 110 を位置付けるように、貫通器具の遠位先端 180 を通してセンサワイヤ 110 を前進させることができる。上記のように、センサワイヤ 110 の遠位端 210 は、貫通器具 120 の遠位先端 180 から出現して皮膚 S に接触するように成形および構成される。いったんセンサワイヤ 110 が皮膚 S に対して静置していると、ユーザは、センサ 150 から皮膚 S を通して血管 V に向かって超音波 127 を伝送するように、ドップラ超音波システム 125 を起動することができる。いくつかの実施形態では、ユーザは、超音波の伝送および受信を増進するように、液体またはゲル材料を皮膚 S に適用してもよい。センサ 150 によって取得される反射信号は、反射データを指示装置 140（図 1 に示される）に伝える、プロセッサ 130 に伝達される。ドップラ偏移が検出された場合、指示装置 140 は、可聴音、触覚（例えば、振動） 20
、または視覚表示を介して、ドップラ偏移の特性を伝えることができる。貫通器具が血管 V に向かって指向されていない場合、反射ドップラ信号は、弱い、または存在しないであろう。図 6 では、指示装置上で示される反射データは、貫通器具が血管 V を貫通するように最適な角度または位置に位置していないことを明らかにするであろう。いくつかの実施形態では、指示装置 140 は、ユーザが信号を最適化して血管 V の場所を特定するように貫通器具 120 を移動させるべきである、移動の方向を示すことができる。

【0046】

図 7 は、貫通器具 120 内に配置され、血管 V を貫通するように、より最適な角度で皮膚 S に対して位置付けられた、センサワイヤ 110 の側面図を図示する。ユーザが皮膚の上で貫通器具 120 およびセンサワイヤ 110 を移動させ、ドップラ測定を行うと、指示 30
装置は、検出されたドップラ偏移の程度を示し続けるであろう。貫通器具 120 が血管 V に向かって、具体的には、血管 V 内の流動の方向に向かって指向されると、反射ドップラ信号は、強度を増加させるであろう。例えば、ユーザがセンサワイヤ 110 を図 7 に示される位置に移動させたとき、指示装置 140 は、貫通器具 120 が血管 V を貫通するように最適な角度または位置に位置することを示す、ドップラ偏移を明らかにするであろう。

【0047】

図 8 は、本開示の一実施形態による、センサワイヤ 110 が皮膚 S の外にとどまっている間に血管 V の中へ前進する貫通器具 120 の部分断面側面図を図示する。いったん貫通器具 120 が血管 V を貫通するように最適に位置付けられていることを指示装置 140 がユーザに示すと、ユーザは、皮膚 S を通して血管 V の中へ貫通器具 120 を前進させるこ 40
とができる。血管 V の実際の貫通は、貫通器具 120 および / または逆漏出チャンバあるいは弁の中への血流の逆流によって示されてもよい。描写した実施形態では、センサワイヤ 110 は、貫通器具 120 が血管 V の中へ前進させられると皮膚表面にとどまる。いくつかの実施形態では、ユーザは、（例えば、図 1 および 2 に示されるコネクタ 170 によって）貫通器具 120 に近位の定位置でセンサワイヤ 110 を保持することによって、センサワイヤ 110 が貫通器具 120 とともに前進することを手動で防止してもよい。他の実施形態では、センサワイヤ 110 は、コネクタ 170 によって、または貫通器具 120（図 1 に示される）の管腔 178 内の保持特徴 189 によって、貫通器具内で一時的に拘束されてもよい。いくつかの実施形態では、センサワイヤ 110 は、貫通器具が血管 V の中へ前進させられると、貫通器具 120 から後退および / または除去されてもよい。 50

【 0 0 4 8 】

図 9 は、本開示の一実施形態による、センサワイヤおよび貫通器具の両方が血管 V の中に前進している、シース 3 0 0 に包み込まれ、貫通器具 1 2 0 内に配置されたセンサワイヤ 1 1 0 の側面図の概略図である。この場合、センサワイヤ 1 1 0 は、貫通器具 1 2 0 に挿入される前にシース 3 0 0 に挿入される。ユーザは、センサワイヤ 1 1 0 を汚染することなく（すなわち、シース 3 0 0 が患者内で遭遇する任意の組織および流体からセンサワイヤ 1 1 0 を保護するため）血管 V の中へ貫通器具 1 2 0 とともにセンサワイヤ 1 1 0 およびシース 3 0 0 を前進させることができる。血管 V の実際の貫通は、貫通器具 1 2 0 および / または逆漏出チャンバあるいは弁の中への血液の逆流によって示されてもよい。場合によっては、血管 V の実際の貫通は、いったんセンサワイヤ 1 1 0 が血管 V 内に入ると、反射ドップラ信号の強度の段階的增加によって示されてもよい。そのような実施形態では、センサワイヤ 1 1 0 が血管 V の中へ前進させられた場合には、ユーザは、患者からセンサワイヤ 1 1 0 およびシース 3 0 0 を引込める前に、血管 V 内の貫通器具 1 2 0 の位置付けを確認することができる。

10

【 0 0 4 9 】

図 1 0 は、本開示の一実施形態による、センサワイヤ 1 1 0 が患者の皮膚 S に対して位置付けられる、貫通器具 1 2 0 および送達器具 4 0 0 内に配置されたセンサワイヤ 1 1 0 の断面側面図の概略図を図示する。描写した実施形態では、貫通器具 1 2 0 は、中空内径針を備え、送達器具 4 0 0 は、針を包囲する保護シースを備える。送達器具 4 0 0 は、先細遠位部分 4 0 5 からわずかに広がった近位部分 4 1 0 まで延在する。いくつかの実施形態では、送達器具の遠位先端 4 1 2 は、皮膚 S および血管 V を貫通するように十分鋭い。そのような実施形態では、送達器具 4 0 0 は、貫通器具 1 2 0 として機能してもよく、ユーザは、別個の貫通器具の使用を控えてもよい。代わりに、ユーザは、送達器具 4 0 0 の管腔 4 1 5 の中へセンサワイヤ 1 1 0 を直接螺入してもよい。他の実施形態では、遠位先端 4 1 2 は、鈍的かつ非外傷性である。管腔 4 1 5 は、貫通器具 1 2 0 を受容するように定寸および成形される。

20

【 0 0 5 0 】

描写した実施形態では、ユーザは、貫通器具 1 2 0 の管腔 1 7 8 にセンサワイヤ 1 1 0 を導入する前に、送達器具 4 0 0 の管腔 4 1 5 の中へ貫通器具 1 2 0 を入れることができる。貫通器具 1 2 0 の管腔 1 7 8 を通してセンサワイヤ 1 1 0 を螺入した後に、ユーザは、標的血管 V の近傍で患者の皮膚 S に対してセンサワイヤ 1 1 0 を位置付けるように、貫通器具の遠位先端 1 8 0（および送達器具 4 0 0 の遠位部分 4 0 5）を通してセンサワイヤ 1 1 0 を前進させることができる。上記のように、センサワイヤ 1 1 0 の遠位端 2 1 0 は、貫通器具 1 2 0 の鋭い遠位先端 1 8 0 から出現して皮膚 S に接触するように成形および構成される。

30

【 0 0 5 1 】

いったんセンサワイヤ 1 1 0 が皮膚 S に対して静置すると、ユーザは、センサ 1 5 0 から皮膚 S を通して血管 V に向かって超音波を伝送するように、ドップラ超音波システム 1 2 5 を起動することができる。いくつかの実施形態では、ユーザは、超音波の伝送および受信を増進するように、液体またはゲル材料 4 2 0 を皮膚 S に適用してもよい。センサ 1 5 0 によって取得される反射信号は、反射データを指示装置 1 4 0（図 1 に示される）に伝える、プロセッサ 1 3 0 に伝達される。図 6 に関して上記で説明されるように、ドップラ偏移が検出された場合、指示装置 1 4 0 は、可聴音、触覚（例えば、振動）、または視覚表示を介して、ドップラ偏移の特性を伝えることができる。

40

【 0 0 5 2 】

図 1 1 は、本開示の一実施形態による、貫通器具 1 2 0 およびセンサワイヤ 1 1 0 が引込められている間に血管 V 内に位置付けられた、送達器具 4 0 0 の断面側面図を図示する。いったん貫通器具 1 2 0（および / または送達器具 4 0 0）が血管 V を貫通するように最適に位置付けられていることを指示装置 1 4 0 がユーザに示すと、ユーザは、皮膚 S を通して血管 V の中へ貫通器具 1 2 0 および送達器具 4 0 0 を前進させることができる。貫

50

通器具 1 2 0 およびセンサワイヤ 1 1 0 を引込めた後、送達器具 4 0 0 は、血管 V の中への図 2 に示される伸長感知ワイヤ 1 2 0 0 等の他の医療デバイスの導入を可能にするように、血管 V 内に残されてもよい。

【 0 0 5 3 】

図 1 2 は、感知システムのコネクタアセンブリ 1 7 0 に接続された血管内感知ワイヤ 1 2 0 0 を図示する。感知ワイヤは、圧力、流量、温度、または撮像等の 1 つ以上のセンサを含むことができる、遠位センサ 1 2 0 2 を含む。近位部分上の通信接続アセンブリ 1 2 6 0 は、短い方のアクセス感知ワイヤの接続アセンブリ 1 6 0 の外径および長さを実質的に合致するように構成される。一実施形態では、2 つの接続アセンブリは、電気コネクタの数、コネクタの直径、および軸に沿ったそれらの軸方向間隔が同一である。この形態では、両方の感知ワイヤは、コネクタ 1 7 0 の雌型管腔 1 7 6 内で連続的に受容されてもよい。センサワイヤのいずれか一方は、異なる数の伝導帯を含み得るが、伝導帯の間の間隔は、コネクタ管腔 1 7 6 内の電気接点の間隔に合致しなければならないことが考慮される。感知ワイヤ 1 2 0 0 は、蛇行性血管経路を通過するために好適である非常に可撓性のワイヤであり、典型的には、7 5 c m ~ 2 0 0 c m の長さを有することができる。ほとんどの実施形態では、感知ワイヤ長は、コネクタ 1 7 0 の長さ L 2 の少なくとも 1 0 倍である。

10

【 0 0 5 4 】

送達器具 4 0 0 が血管 V 内に位置付けられ、アクセス感知ワイヤが除去された後、伸長感知ワイヤ 1 2 0 0 の遠位端を、血管の中へ送達器具に通過させることができる。次いで、伸長感知ワイヤは、患者の血管系の初期血管区画から他の血管区画の中へ前進させることができる。次いで、近位接続アセンブリ 1 2 6 0 をコネクタ 1 7 0 の管腔 1 7 6 に挿入することができ、接続アセンブリを定位置で係止するように遠位パレルを回転させることができる。感知システムは、信号を受信し、信号を分析し、感知された信号に基づいて出力をユーザに提供する処理システムとともに、従来の様式で利用することができる。センサ 1 2 0 2 の種類に応じて、血管内センサは、圧力、流量、温度を検出するか、または送達器具から離れた感知ワイヤの長さまで離間した血管区画を撮像することができる。

20

【 0 0 5 5 】

貫通器具 1 2 0 をセンサワイヤ 1 1 0 およびドップラシステム 1 2 5 と統合する挿管システム 1 0 0 は、標的血管にアクセスするように皮膚を穿孔する前に、ユーザが最適な貫通の位置および角度を正確に識別することを可能にすることによって、血管挿管へのより高速かつ正確なアプローチをユーザに提供する。システム 1 0 0 は、隣接する解剖学的構造に不必要な損傷を引き起こすことなく、ユーザが血管を正確に貫通することを可能にするだけでなく、ユーザが血管内の貫通器具（および / または送達器具）の正確な場所を確認することも可能にする。医療従事者は、システム 1 0 0 を使用して、より高速かつ正確に血管にアクセスすることができるであろう。本システムは、より小さい、または崩壊した血管を有する患者（例えば、糖尿病、高齢、小児、または肥満患者）において特に有用であり得る。

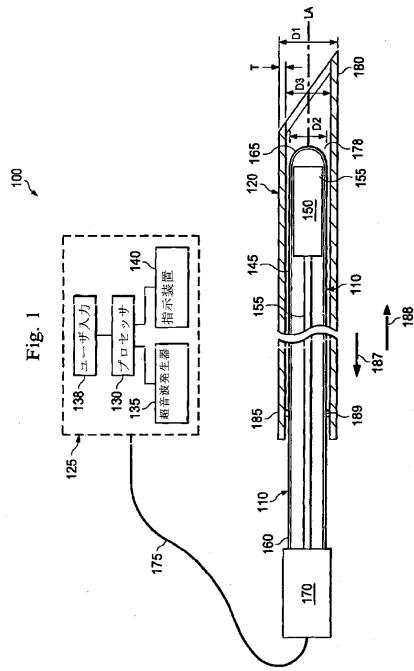
30

【 0 0 5 6 】

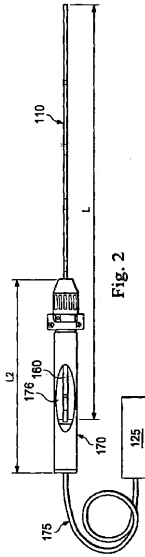
当業者であれば、本開示によって包含される実施形態が、上記で説明される特定の例示の実施形態に限定されないことを理解するであろう。その点に関して、例証的实施形態が示され、説明されたが、前述の開示において広範囲の修正、変更、および代用が考慮される。そのような変形は、本開示の範囲から逸脱することなく、前述において行われてもよいことが理解される。したがって、添付の請求項が、広義に、かつ本開示と一致した様式で解釈されることが適切である。

40

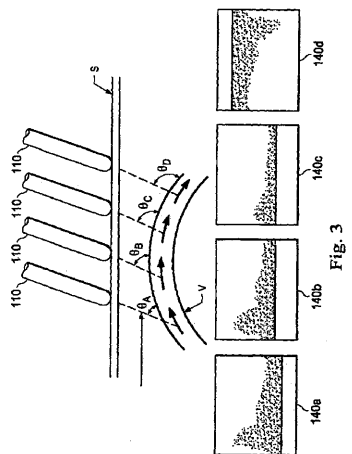
【 図 1 】



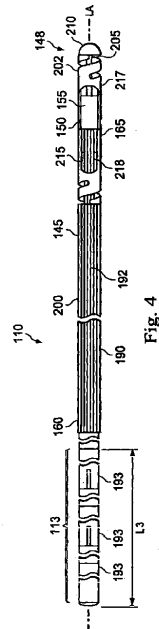
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】

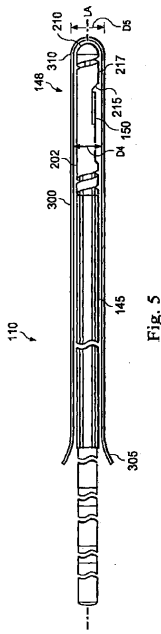


Fig. 5

【 図 6 】

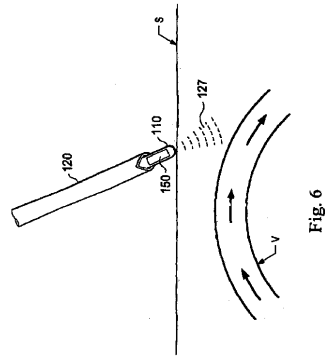


Fig. 6

【 図 7 】

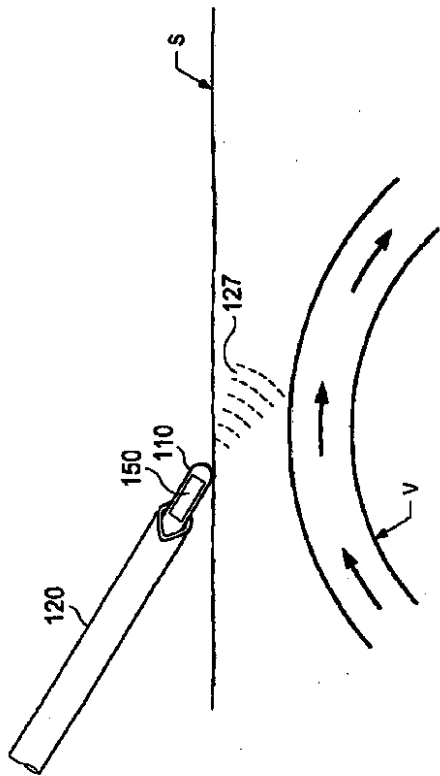


Fig. 7

【 図 8 】

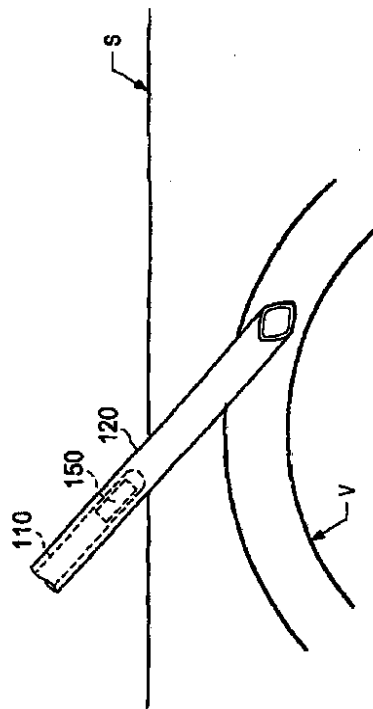


Fig. 8

【図 9】

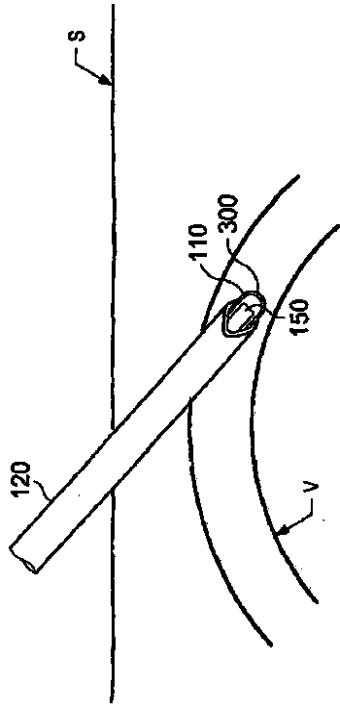


Fig. 9

【図 10】

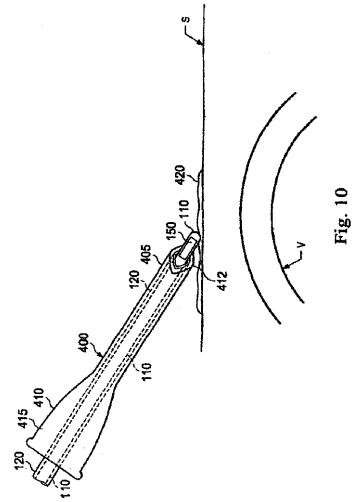


Fig. 10

【図 11】

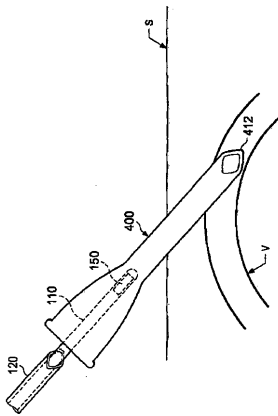


Fig. 11

【図 12】

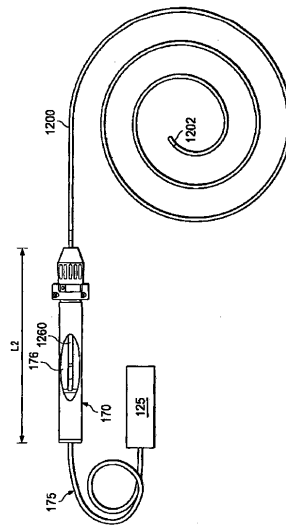


Fig. 12

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US2013/074171
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B 8/12(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 8/12; A61B 8/06; A61B 12/06; 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) eKOMPASS(KIPO internal) & Keywords: tube, locate, blood vessel, ultrasound, doppler, penetrate, rigid		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2003-0060716 A1 (JENS PETER HEIDRICH) 27 March 2003 See abstract, paragraphs [0032]-[0044], claims 1-10 and figures 1-9.	1-17
A		18-28
Y	US 5259385 A (CHRISTOPHER MILLER et al.) 09 November 1993 See abstract, column 1, lines 46-68, column 2, line 63-column 4, line 68, claims 1-14 and figures 1-6.	1-17
A		18-28
A	US 5427108 A (ARMIN BOLLINGER) 27 June 1995 See abstract, column 2, line 35-column 4, line 14 and figures 1-3.	1-28
A	US 5309915 A (CHARLES T. EMBER) 10 May 1994 See abstract, column 2, line 16-column 3, line 66 and figures 1-2B.	1-28
A	US 2008-0097218 A1 (ANTHONY C. VRBA) 24 April 2008 See abstract, paragraphs [0021]-[0032], claims 1-16 and figures 1-8.	1-28
☐ 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 27 March 2014 (27.03.2014)		Date of mailing of the international search report 28 March 2014 (28.03.2014)
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 LEE, Dong Yun Telephone No. +82-42-481-8734 

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/US2013/074171

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 29,30
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Claims 29 and 30 pertain to methods for treatment of the human body by therapy or surgery, as well as diagnostic methods, and thus relate to a subject matter which this International Searching Authority is not required to search under Article 17(2)(a)(i) of the PCT and Rule 39.1(iv) of the Regulations under the PCT.
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of any additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/US2013/074171

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2003-0060716 A1	27/03/2003	AT 304877 T AU 2001-827501 A DE 10083782 D2 DE 19958688 C1 DE 50011227 D1 EP 1244491 A1 EP 1244491 B1 WO 01-39824 A1	15/10/2005 12/06/2001 30/04/2003 18/10/2001 02/02/2006 02/10/2002 21/09/2005 07/06/2001
US 5259385 A	09/11/1993	CA 2085912 A1 CA 2085912 C EP 0548872 A1 EP 0548872 B1 JP 07-184998 A JP 3732527 B2	24/06/1993 24/02/2004 30/06/1993 25/06/1997 25/07/1995 05/01/2006
US 5427108 A	27/06/1995	EP 0617922 A1 EP 0617922 B1 JP 06-319738 A WO 94-22373 A1	05/10/1994 17/12/1997 22/11/1994 13/10/1994
US 5309915 A	10/05/1994	None	
US 2008-0097218 A1	24/04/2008	WO 2008-024553 A1	28/02/2008

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, 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, LT, 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 230113332

弁護士 山本 健策

(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 92009, カールスバッド, バリーナ ウェイ 6970, ナンバー49

Fターム(参考) 4C601 DD03 DE01 FE03 FE05 FF06

专利名称(译)	用于靶向插管的装置，系统和方法		
公开(公告)号	JP2016501090A	公开(公告)日	2016-01-18
申请号	JP2015547475	申请日	2013-12-10
[标]申请(专利权)人(译)	火山公司		
申请(专利权)人(译)	火山公司		
[标]发明人	スティゴールジェレミー		
发明人	スティゴール, ジェレミー		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/488 A61B8/0833 A61B8/0841 A61B8/085 A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/4444 A61B8/445 A61B17/3403 A61B17/3417 A61B2017/3413 A61B2090/3784		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/FE03 4C601/FE05 4C601/FF06		
代理人(译)	夏木森下 饭田TakashiSatoshi 石川大介 山本健作		
优先权	61/737022 2012-12-13 US 61/737040 2012-12-13 US		
其他公开文献	JP6322210B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本文描述了用于定位患者体内血管的检测线。传感线包括中空刚性管，其包括从近端部分延伸到远端部分的内腔，连接到管的远端部分的超声波传感器，以及定位在远端部分中并包括超声波的超声波传感器并且通信组件耦合到传感器。还描述了用于评估和评估患者体内血管的系统。该系统包括进入传感器线，尺寸适于接收进入传感器线的进入针，以及被配置为定位在进入针内的第二传感线。还公开了一种用引导针接近血管的方法，其中在针定位在血管中之后，短接入传感线由更长的第二传感线代替。

(21) 出願番号	特願2015-547475 (P2015-547475)	(71) 出願人	509127376
(86) (22) 出願日	平成25年12月10日 (2013.12.10)		ヴォルカノ コーポレーション
(83) 翻訳文提出日	平成27年7月22日 (2015.7.22)		VOLCANO CORPORATION
(86) 国際出願番号	PCT/US2013/074171		アメリカ合衆国 92130 カリフォルニア, サン ディエゴ, バレー センター
(87) 国際公開番号	WO2014/093374		ドライブ 3661, スイート 200
(87) 国際公開日	平成26年6月19日 (2014.6.19)	(74) 代理人	100078282
(31) 優先権主張番号	61/737,022		弁理士 山本 秀策
(32) 優先日	平成24年12月13日 (2012.12.13)	(74) 代理人	100113413
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 森下 夏樹
(31) 優先権主張番号	61/737,040	(74) 代理人	100181674
(32) 優先日	平成24年12月13日 (2012.12.13)		弁理士 飯田 貴敏
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100181641
			弁理士 石川 大輔

最終頁に続く