

(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2008-531208

(P2008-531208A)

(43) 公表日 平成20年8月14日(2008.8.14)

(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 0 6 0
A 6 1 B 10/02 (2006.01)	A 6 1 B 10/00 1 0 3 B	4 C 0 9 9
A 6 1 B 19/00 (2006.01)	A 6 1 B 10/00 1 0 3 C	4 C 6 0 1
A 6 1 B 17/22 (2006.01)	A 6 1 B 10/00 1 0 3 M	
A 6 1 B 18/00 (2006.01)	A 6 1 B 19/00 5 0 2	
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 17 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2007-558175 (P2007-558175)
 (86) (22) 出願日 平成18年2月27日 (2006.2.27)
 (85) 翻訳文提出日 平成19年10月29日 (2007.10.29)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2006/007240
 (87) 国際公開番号 W02006/094044
 (87) 国際公開日 平成18年9月8日 (2006.9.8)
 (31) 優先権主張番号 60/657,540
 (32) 優先日 平成17年2月28日 (2005.2.28)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 591157154
 ウィルソン・クック・メディカル・インコーポレーテッド
 WILSON-COOK MEDICAL
 INCORPORATED
 アメリカ合衆国ノース・カロライナ州27105, ウィンストン・セイレム, ペサニア・ステーション・ロード 4900
 (74) 代理人 100083895
 弁理士 伊藤 茂
 (72) 発明者 ハーディン, デイビッド
 アメリカ合衆国 27106 ノースカロライナ州 ウィンストン・セイレム, エッジブルック ドライブ 1173

最終頁に続く

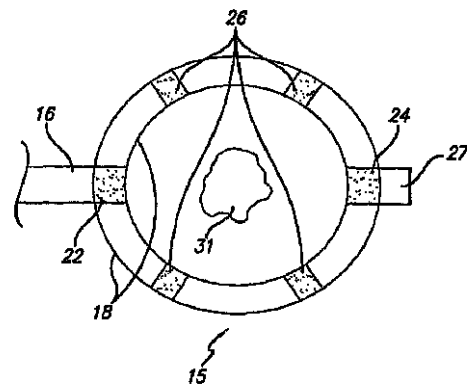
(54) 【発明の名称】 G I 医療装置のエコー発生マーカー

(57) 【要約】

患者の管腔内及び管腔外領域に入っている装置の場所を監視するための内視鏡超音波ガイド式システム及び方法について述べられている。内視鏡超音波ガイド式システムは、直線状のエコー内視鏡、装置、及びワイヤーガイドを含んでいる。装置とワイヤーガイドには、直線状のエコー内視鏡の遠位端に配置されている変換器が、装置の場所を超音波によって監視できるようにするエコー発生表面が備えられている。装置のエコー発生表面が、一連の直線状配列の変換器から放出され入射する超音波に遭遇すると、入射する超音波がエコー発生表面から反射し、変換器に向かって伝播し戻るときに、装置のリアルタイム超音波画像が生成される。外科医は、装置のリアルタイムの超音波画像を受け取ると、患者の管腔内又は管腔外領域内の装置の場所を判定することができる。外科医は、装置の場所を判定した後、装置が目標部位まで確実に案内されるように装置の経路を調整することができる。

【選択図】

図 3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

患者の管腔内又は管腔外領域に入っている装置の場所を監視するための内視鏡超音波ガイド式装置システムにおいて、前記装置は、近位端と遠位端を備えており、前記遠位端は、視覚的に監視することのできるエコー発生表面を有しており、前記装置の長手方向の寸法は、患者の消化管の中に伸張させるに十分である、内視鏡超音波ガイド式装置システム。

【請求項 2】

前記装置は、拡張可能なバスケットアセンブリである、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記装置は、ステントである、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記装置は、細胞ブラシである、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記装置は、針尖刀である、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記装置は、生検針である、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記装置は、カテーテルである、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記エコー発生表面は、前記装置の前記遠位端の回りに円周状に伸張している、請求項 1 乃至 7 の何れかに記載のシステム。

【請求項 9】

前記エコー発生表面は、前記ルーメンの壁の内側表面に配置されている、請求項 1 乃至 8 の何れかに記載のシステム。

【請求項 10】

前記装置は、エコー発生ワイヤーガイドを受け入れるようになっているルーメンを有する、請求項 1 乃至 9 の何れかに記載のシステム。

【請求項 11】

患者体内の管腔外領域への進入路を確立するための内視鏡超音波ガイド式生検針システムにおいて、

近位端と、遠位端と、前記遠位端付近のエコー発生表面と、前記近位端と前記遠位端の間を伸張しているルーメンと、を更に備えているカテーテルであって、患者の消化管の中に伸張させるのに十分な長手方向寸法を有しているカテーテルと、

近位端と、遠位端と、前記遠位端付近のエコー発生表面とを有するスタイレットであって、前記カテーテルの前記ルーメンの中に同軸に装填されるスタイレットと、を備えているシステム。

【請求項 12】

近位端と、遠位端と、前記遠位端付近のエコー発生表面と、前記近位端と前記遠位端の間を長手方向に伸張しているルーメンと、前記遠位端付近の複数の毛と、を有する細胞ブラシを更に備えている、請求項 11 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、概括的には、患者の管腔内及び管腔外領域内の装置の場所を監視するための方法及びシステムに関する。

【背景技術】**【0002】**

患者の管腔内及び管腔外領域内の手術器具の場所と方向を監視する能力は重要である。消化管の可視領域を作り出すために、X線透視及び放射線不透過性物質が一般的に用いら

10

20

30

40

50

れてきた。X線透視法は、X線ビームが患者を透過し、テレビモニターに現れる胃腸（GI）管腔の画像を生成する技術である。それは、診察処置中に器具の動作を観察するのにも用いられる。しかしながら、X線は、胆管及び膵管にとって危険性のある電磁放射線で構成されている。

【0003】

従来型の内視鏡は、内視鏡が挿入される管腔内領域を、内視鏡の遠位端に取り付けられたビデオカメラによって視ることができるようになっている。しかしながら、ビデオカメラの視界は、管腔内領域に限られている。管腔の外側の手術器具を管腔外領域の中へ使用しても、内視鏡のビデオカメラでは視ることができない。

【0004】

医療用の超音波も、もう1つの選択肢として器具を監視するのに使用されてきた。医療用の超音波は、生きている組織の画像を生成するのに高周波数の音波を使用する。超音波が放出されると、波は、表面の変化に遭遇したときに反射する。反射した波が、画像生成に用いられる。しかしながら、従来型の医療用の超音波は、超音波が生物組織を通過する際に相当のエネルギー損失が生じる、超音波の減衰が発生するという欠点を有している。従って、品質の悪い画像が生成される。

【0005】

現在の技術の欠点に鑑み、患者の管腔内及び管腔外領域内を案内される医療用装置のリアルタイムの場所、方向、及び挿入深さを効果的に監視する必要性は、未だ満たされていない。その様な監視は、医療用装置を、確実に目標の部位に案内し、隣接する組織を不用意に損傷しないようにするのに必要である。更に、その様な装置のリアルタイムの監視を行う能力は、外科処置時間を短縮する。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0006】

従って、内視鏡超音波（EUS）ガイド式装置システムを提供する。

【0007】

第1の観点からすると、管腔内及び管腔外領域内の装置の場所を監視するためのシステムが開示されている。これは、内視鏡超音波（EUS）ガイド式装置システムによって実現される。EUSガイド式装置システムは、直線状のエコー内視鏡と、エコー発生表面を有する装置とを含んでいる。装置には、エコー発生表面を有するワイヤーガイドを受け入れられるようになっているルーメンが備えられている。超音波は、直線状のエコー内視鏡の遠位端に配置されている変換器から放出される。ワイヤーガイドと装置のエコー発生表面からの超音波の反射によって、外科医は、ルーメン内及び患者の管腔外領域内のワイヤーガイドと装置の場所を正確に監視することができる。

【0008】

第2の観点からすると、装置が患者体内の管腔外領域へアクセスするときに装置を監視するためのEUSガイド式装置システムが開示されている。本システムは、直線状の内視鏡と、ルーメンとエコー発生表面とを有する針とを含んでいる。エコー発生表面を有するワイヤーガイドは、針のルーメン内に同軸に装着される。針装置とワイヤーガイド装置のエコー発生部を組み込むことによって、外科医は、装置が、患者の選択された管腔外領域まで進められ、そこから取り外される際の装置の場所を正確に監視することができる。

【0009】

第3の観点からすると、管腔内又は管腔外領域で装置を案内するための方法が開示されている。本方法は、直線状のエコー内視鏡を、患者の管腔内で位置決めする段階を含んでいる。装置は、直線状のエコー内視鏡のアクセサリチャンネルを通して同軸に装填されている。直線状配列の変換器が起動される。装置の遠位端がアクセサリチャンネルの遠位端を通過するときに、装置のエコー発生表面は、一連の直線状配列の変換器から放出され入射する超音波に遭遇する。反射した超音波が変換器によって検出されると、装置のリアルタイムの超音波画像が生成される。外科医は、装置のリアルタイムの超音波画像を受け取り、

10

20

30

40

50

患者の管腔内又は管腔外領域内の装置の正確な場所を判定することができる。装置の場所を判定した後で、外科医は、装置が確実に目標の部位へ案内されるようにするため、必要に応じて装置の場所を調整することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

本発明の実施形態を、添付図面を参照しながら例を挙げて説明する。

【0011】

エコー発生（部）という用語は、表面が、入射する超音波エネルギーを反射して、1つの変換器又は一連の変換器に直接戻す範囲を指す。強化された表面のエコー発生部は、表面の窪みの寸法が、入射する超音波より実質的に小さくなるように、表面の窪みを作る何れかの技術によって作られる。反射され散乱される波の強度は、周囲の媒体（例えば、生物学的組織）とエコー発生表面の間の音響インピーダンスの変化を増すことによって増幅される。

【0012】

本発明の或る実施形態は、胆石又は他の異物を特定し、胆管及び膵管から回収するために、エコー発生部を、内視鏡的逆行性胆管膵管造影法（ERCP）で一般に用いられる医療装置に組み込んでいる。本例に限定するわけではないが、図1-4は、胆管3内に留まっている胆石31を効果的に捕捉するのに用いられる様々なエコー発生装置の場所と方向に関するリアルタイム情報を提供することのできる超音波内視鏡（EUS）ガイド式装置システム10を示している。

【0013】

EUSガイド式装置システム10は、直線状のエコー内視鏡11とバスケットアセンブリ15（図2-3に図示）を備えている。図1に示している様に、直線状のエコー内視鏡11は、長手方向軸34と、直線状のエコー内視鏡39の遠位端39に配置されている直線状配列の変換器14と、アクセサリチャンネル29を備えている。拡大していないバスケットアセンブリ15は、アクセサリチャンネル29の中に装填されている。変換器14は、超音波走査面30を作る。バスケットアセンブリ15を超音波走査面30の視界に入れると、それらそれぞれの場所及び方向を、GI管腔1、胆管3、及び管腔外空洞2内でリアルタイムに監視できるようになる。その様にリアルタイムで監視すれば、様々な診断及び治療操作を実行できるようになる。更に、直線状変換器14はGI管腔1内から超音波を放出するので、超音波が組織を通過する際の超音波の減衰は、実質的に少なくなる。

【0014】

エコー発生ワイヤーガイド50の立面図を図4に示している。ワイヤーガイド50は、遠位端47にエコー発生表面49を備えている。

【0015】

バスケットアセンブリ15の側面図を図2に示しており、バスケットアセンブリ15は、近位側の可撓性の軸16の遠位端と遠位側の可撓性の軸27の近位端の間に連結されている複数の拡張可能なアーム18を備えている。ルーメン17は、ワイヤーガイド50をその中に挿入するために、近位側の可撓性の軸16と遠位側の可撓性の軸27の中に配置されている。

【0016】

図3は、アーム18が目標の胆石31の回りに拡張しているエコー発生バスケットアセンブリ15の立面図を示している。以下に更に詳しく説明するように、バスケットアセンブリ15の外側表面の或る部分は、所望のエコー発生部を作り出すため表面処理されている。外科医がEUSディスプレイスクリーン（図示せず）で観察できる、選択されたエコー発生バスケットアセンブリ15の部分を設けることによって、外科医は、エコー発生バスケットアセンブリ15を効果的に操作し、胆石31を確実に捕捉することができるようになる。

【0017】

10

20

30

40

50

図 3 に示すように、胆石 3 1 に対するバスケットアッセンブリ 1 5 の超音波視覚化を強化するために、各アームに沿って複数のエコー発生表面 2 6 が設けられている。複数のエコー発生表面 2 6 は、更に、入射する超音波がバスケットアッセンブリ 1 5 の最遠位のエコー発生表面 2 4 を不用意に見失っても、バスケットアッセンブリ 1 5 が、確実に超音波走査面 3 0 の視界内に留まるようにする。

【 0 0 1 8 】

図 3 に示すように、アーム 1 8 の遠位端 2 4 と近位端 2 2 の集束部にエコー発生部を設けることによって、外科医は、胆石 3 1 がアーム 1 8 に対して何処に位置しているかを視ることができる。

【 0 0 1 9 】

図 1 に戻るが、E R C P の間に、外科医は、G I 管腔 1 内で直線状のエコー内視鏡 1 1 を前進させる。直線状のエコー内視鏡 1 1 の遠位端は、乳頭開口部 5 と胆石 3 1 のできるだけ近くまで進められる。この時点で、胆石 3 1 は、入射する超音波の反射が画像を作るその過多エコー性構造のために、容易に観察することができる。直線状のエコー内視鏡 1 1 を所望の位置に展開させた状態で、図 4 に示すワイヤーガイド 5 0 は、直線状のエコー内視鏡 1 1 の近位端 1 3 から、直線状のエコー内視鏡 1 1 のアクセサリチャンネル 2 9 を通して装填される。ワイヤーガイド 5 0 の遠位端 4 7 がアクセサリチャンネル 2 9 の遠位端 8 8 に到達すると、外科医は、直線状配列の変換器 1 4 のスイッチを入れる。直線状配列の変換器 1 4 は、超音波走査面 3 0 が形成されるように、時間遅延回路を介して、順次起動される。走査面 3 0 は、ワイヤーガイド 5 0 を楔形に掃引する。

【 0 0 2 0 】

ワイヤーガイド 5 0 の遠位端 4 7 は直線状のエコー内視鏡 1 1 のアクセサリチャンネル 2 9 の遠位端 8 8 から現われるので、外科医には、エコー発生表面 4 9 を視覚化したものが提供される。直線状配列の変換器 1 4 から放出された超音波は、エコー発生表面 4 9 から反射されて、E U S ディスプレイパネル（図示せず）上に超音波検査画像を作り出す。直線状配列の変換器 1 4 は、図 1 に示すように、直線状のエコー内視鏡 1 3 の遠位端 3 9 に配置できるほど小さいので、変換器 1 4 から放射され入射する超音波は、変換器 1 4 が患者の外部に配置されている場合よりも実質的に短い距離を伝播させることが求められる。短い距離を伝播させる正味効果は、直線状配列の変換器 1 4 から放出され入射する超音波が組織を通過し、エコー発生表面 4 9 に当たる際のエネルギーの損失が実質的に少ないことである。反射波は、エネルギーの損失が少なくて済むので、変換器 1 4 は、反射波を検出し、適切な強度の電気信号を作り、その結果、ワイヤーガイド 5 0 のリアルタイム画像が確実に識別できるようになる。

【 0 0 2 1 】

リアルタイム画像は、E U S ディスプレイスクリーン上の一連の小さなピクセルで構成される。各ドットは、1 つの反射された超音波パルスを示している。各ピクセルの輝度は、反射された超音波エネルギーの量で変わる。ピクセルの場所は、反射する境界面の位置を示している。従って、E U S ディスプレイスクリーン上では、高強度の反射領域は白く（過多エコー性）なり、反射が弱い領域は黒く（過少エコー性）なる。その様な強化された超音波視覚化によって、外科医は、ワイヤーガイド 5 0 を、乳頭開口部 5 を通し胆管 3 の中へ胆石 3 1 に向け正確に操縦できるようになる。胆石 3 1 は過多エコー性なので、外科医は、エコー発生ワイヤーガイド 5 0 の胆石 3 1 に対する場所を、連続して監視することができる。胆石 3 1 に向かうワイヤーガイド 5 0 の全経路を視ることができる。

【 0 0 2 2 】

外科医がワイヤーガイド 5 0 を胆管 3 の中に、そして胆石 3 1 に近接して位置決めした後、バスケットアッセンブリ 1 5 は、ワイヤーガイド 5 0 を同軸に外挿してアクセサリチャンネル 2 9 の中に装填され、アクセサリチャンネル 2 9 は、バスケットアッセンブリ 1 5 を胆管 3 の中へ容易に展開する安定したガイドとして働く。図 1 は、バスケットアッセンブリ 1 5 がアクセサリチャンネル 2 9 の中に完全に装填され、アーム 1 8 は、拡張しておらず、G I 管腔 1 の中に展開させ、乳頭開口部 5 を通し、胆石 3 1 が中に留まっている胆管 3

10

20

30

40

50

の中へ入れる準備が整っている状態を示している。バスケットアッセンブリ 15 のエコー発生表面 22、24、及び 26 は、バスケットアッセンブリが胆石 31 に向けて案内されるときに、外科医が、バスケットアッセンブリ 15 の場所と方向を視ることができるようにする。

【0023】

胆石 31 とバスケットアッセンブリ 15 の両方の位置を観察できる能力は、外科医が、胆管 3 内で費やす時間の量を大幅に削減する。その様な処置時間の削減は、患者の心的外傷と、隣接する組織の不用意な穿孔による胆管 3 への外傷の可能性を軽減することにもなる。

【0024】

エコー発生バスケットアッセンブリ 15 がエコー発生ワイヤーガイド 50 に取り付けられている処置について説明してきたが、本実施形態は、ワイヤーガイドに依らないバスケットアッセンブリ 15 の操縦についても考慮している。更に、本実施形態は、ワイヤーガイドを備えている場合もいない場合も含め、エコー発生表面を有する様々な他の医療装置も考えている。

【0025】

本発明の別の実施形態によれば、エコー発生部は、管腔外領域内で処置を行うため、様々な GI 装置に組み込むことができる。本例に限定するわけではないが、図 4 - 11 は本発明の別の実施形態を示しており、図 5 に示す特定の EUS ガイド式装置システム 51 は、胃壁 66 の底部で成長している偽嚢胞 55 から効果的に排液するのに用いられる。

【0026】

EUS ガイド式装置システム 51 は、直線状のエコー内視鏡 11、針 56 (図 6 に示している)、及び 1 つ又は複数のステント 85 (図 10 に示している)を備えている。図 5 に示す様に、直線状のエコー内視鏡 11 は、長手方向軸 34、超音波走査面 30 を生成するための直線状配列の変換器 14、及び中に様々なエコー発生 GI 医療装置を通して前進させるためのアクセサリチャネル 29 を備えている。変換器 14 は、図 5 に示す様に、超音波走査面 30 を生成する。ワイヤーガイド 50、針 56、及びステント 85 を、超音波走査面 30 の視界に配置すると、それらそれぞれの GI 管腔 1 及び管腔外領域 2 内での場所と方向をリアルタイムで監視することができ、様々な診断及び治療操作を実行することができるようになる。

【0027】

図 6 に示している針 56 は、遠位端 57 付近に配置されている外側エコー発生表面 58 を有している。針 56 は、更に、ワイヤーガイド 50 を受け入れるためのルーメン 65 を含んでいる。

【0028】

図では針 56 のエコー発生表面 58 は 1 つだけであるが、複数のエコー発生表面を使用してもよい。所定の距離だけ間隔を空けて配置されている複数のエコー発生表面は、EUS ガイド針の場所と方向を更に良く判定できるようにする。例えば、図 7 は、針 59 の遠位端 62 に沿って 3 つのエコー発生表面を示している。具体的には、針 59 は、遠位端 62 付近に配置されているエコー発生表面又は帯 60 と、エコー発生表面 60 から 5 cm 近位側に配置されているエコー発生表面又は帯 61 と、エコー発生表面 61 から 5 cm 近位側に配置されているエコー発生表面又は帯 70 とを有している。エコー発生表面 60、61、70 それぞれは、図 7 に示す様に、長手方向の寸法が 5 cm である。互いに所定の距離だけ間隔を空けて複数のエコー発生表面 60、61、70 を配置することによって、外科医は、偽嚢胞 55 に対する針の場所をより良く監視できるようになる。これによって、入射する超音波が、意図せずに最遠位のエコー発生表面 60 に当たらなくても、針 59 は、超音波走査面 30 の視界に留まると保証されることになる。

【0029】

エコー発生表面 60、61、70 は、更に、針 59 の方向を監視する能力を提供する。エコー発生表面 60、61、70 が超音波走査面 30 の視界内にある場合、針 59 の 3 つ

10

20

30

40

50

の異なるエコー発生領域が、EUSディスプレイパネル（図示せず）上に、3つの明確な白色のピクセルを作り出す。EUSディスプレイパネル上の3つのピクセルの相対的な垂直及び水平方向は、管腔外領域2内の針59の方向と一致する。外科医は、その様なリアルタイム情報を使って、針59の遠位端62が、胃壁66に達したときに所望の穿孔を行うのに適切な方向を向いているか否かを判定する。針59が適切な方向を向いていなければ、外科医は、EUSディスプレイパネル上に所望の方向が現れるまで、針59を然るべく再操縦する。

【0030】

更に、針59の複数の明確なエコー発生領域は、更に、針59の、偽嚢胞55への侵入の深さを知らせ得る。図8は、目標の偽嚢胞55に向かって前進しているEUCガイド式針59を描いている。エコー発生表面60、61、70は、前進して偽嚢胞55に近接する針59の視覚化を向上させる。外科医が、偽嚢胞55に所望の穿孔を行うのを続けている際、エコー発生表面60、61、70の所定の間隔は、針59の、偽嚢胞塊55の中への侵入深さを示す。例えば、図9では、EUSディスプレイパネル上でエコー発生領域70は偽嚢胞55から明確に分離しており、外科医に、針59が偽嚢胞塊55の中に少なくとも15cm、但し20cm未満侵入していることを示している。その様なリアルタイム情報を針59のエコー発生部から得ることは、アクセスが得られたか否か、その後、偽嚢胞塊55に首尾良く切開が行われたか否かを知るのに重要である。

【0031】

図5に戻り、直線状のエコー内視鏡11が偽嚢胞55に近接するまで進められた後、針56が、直線状のエコー内視鏡11の近位端13から装填される。針56は、胃壁66に孔を空けて、所望の偽嚢胞55の管腔外位置にアクセスするために、直線状のエコー内視鏡11のアクセサリチャンネル29を通して展開される。図5は、針56が、アクセサリチャンネル29の遠位端88の中に十分に装填され、GI管腔1の中へ、偽嚢胞55がある胃壁66の部分に向かって展開させる準備の整った状態を描いている。

【0032】

この段階で、外科医は、直線状のエコー内視鏡11の遠位先端に配置されている直線状配列の変換器14のスイッチを入れる。変換器14は、楔形の超音波走査面30が針56を包含するように、時間遅延回路を介して順次起動される。超音波走査面30は、長手方向軸34に平行なので、針56の胃壁66までの全経路を、図6に示すエコー発生表面58がアクセサリチャンネル29の遠位端88から出るにつれて追うことができる。

【0033】

針56が偽嚢胞55の中へと進入路を作った後、ワイヤーガイド50が、直線状のエコー内視鏡11の近位端13を通して、針56のルーメン65に同軸に装填される。ワイヤーガイド50の遠位端47がアクセサリチャンネル29から出ると、直線状配列の変換器14から放出される超音波がエコー発生表面49から反射して変換器14に戻され、超音波検査画像がEUSディスプレイパネル（図示せず）上に現われるので、孔が開けられた偽嚢胞55を通るワイヤーガイド50の経路を視認して監視することができる。胃壁66に向かうワイヤーガイド50の全経路を、エコー発生表面49部分がアクセサリチャンネル29の遠位端88から出て偽嚢胞55の穿孔部位へ向かうにつれて追うことができる。

【0034】

ワイヤーガイド50が偽嚢胞55の穿孔部位で進入路を維持している状態で、針56を引き出すことができる。従って、針56は、偽嚢胞55からアクセサリチャンネル29へ引き戻され、直線状のエコー内視鏡11の長手方向軸34を通して引き上げられる。超音波画像化は、針56の遠位エコー発生表面58の場所に関わるリアルタイムの情報を提供するるので、外科医は、針56の引き出しを正確に監視することができる。

【0035】

エコー発生ワイヤーガイド50は、これで安定したガイドとして作用するであろう。図10に示している幾つかのステント85のそれぞれは、ワイヤーガイド50上に同軸に順次装填される。ステント85は、偽嚢胞55を更に拡大して、その内容物を胃の管腔1の

10

20

30

40

50

中に迅速に排出し易くするのに用いられる。

【 0 0 3 6 】

図 1 0 は、利用されるステント 8 5 の内の 1 つの支材を示している。ステント 8 5 は、その遠位端 8 0 に沿って所定の間隔で 3 つのエコー発生表面 8 1、8 2、8 3 を有している。エコー発生表面がステント 8 5 の遠位端 8 0 に沿って所定の距離に設けられているので、外科医は、偽嚢胞 5 5 の中へのステント 8 5 の侵入深さを判定することができる。超音波画像化は、更に、ステント 8 5 が複数の表面を含んでいることによって容易になる。複数のエコー発生表面 8 1、8 2、8 3 は、入射する超音波がステント 8 5 の最遠位のエコー発生表面 8 1 で反射されないときに、付加的な可視領域を提供する。その様な付加的な可視領域は、ステント 8 5 が、超音波走査面 3 0 の視界に留まっていることを保証する。

10

【 0 0 3 7 】

ステント 8 5 を偽嚢胞 5 5 の穴の中に展開させる段階は、以下の段階を含んでいる。外科医は、先ず、ステント 8 5 の遠位端 8 0 を、直線状のエコー内視鏡 1 1 のアクセサリチャンネル 2 9 の中へと前進させる。遠位端 8 0 がアクセサリチャンネル 2 9 の遠位端 8 8 から出ると、超音波走査面 3 0 が直線状配列の変換器 1 4 によって生成される。直線状配列の変換器 1 4 から放出された超音波は、エコー発生表面 8 1、8 2、8 3 から反射して、変換器 1 4 へ戻される。直線状配列の変換器 1 4 は、反射波を検出し、処理して E U S ディスプレイモニター（図示せず）上の画像にするため波を電気信号に変える。超音波走査面 3 0 は、長手方向軸 3 4 に平行なので、エコー発生表面 8 1、8 2、8 3 の超音波視覚化によって、ステント 8 5 の、偽嚢胞 5 5 までの全経路を追うことができる。

20

【 0 0 3 8 】

外科医は、ステント 8 5 の経路の場所と方向をリアルタイムで連続して監視することができれば、必要に応じて、ステント 8 5 の経路を調節することができる。その様な調整は、隣接する組織への損傷を回避し、ステント 8 5 を最適な方向で偽嚢胞 5 5 内に展開させるのに役立つ。複数のエコー発生表面 8 1、8 2、8 3 には、入射する超音波がステント 8 5 の最遠位のエコー発生表面 8 1 で意図せずに反射し損なっても、ステント 8 5 が超音波走査面 3 0 の視界内に確実に留まるようにすることによって、ステント 8 5 の展開中に超音波視覚化を向上させる働きもある。更に、エコー発生表面 8 1、8 2、8 3 は、外科医に、偽嚢胞 5 5 の中へのステント 8 5 の侵入深さに関する情報を提供する。その様に正確にエコー発生部を案内することによって、外科医は、より迅速に排出させるために、複数のステント 8 5 を展開させ、偽嚢胞 5 5 の穴を更に拡張することができるようになり、これはより早い回復に繋がる。

30

【 0 0 3 9 】

本発明の別の実施形態によれば、エコー発生技術は、従来型の管腔内装置でも、管腔外領域へアクセスするのに使用できるようにする。本例に限定するわけではないが、胆管 3 にアクセスするのに一般的に用いられる型式の針尖刀は、その遠位部にエコー発生部を組み込み、管腔外領域へのアクセスできるようその用途を拡張するために修正することができる。

【 0 0 4 0 】

図 1 1 は、遠位端 9 4 付近のエコー発生表面 8 7 と、細い電気焼灼器ワイヤー 9 0 が挿入されるルーメン 1 0 8 とを備えたプラスチック製の外側保護スリーブ 8 6 を有する針尖刀 8 9 を示している。針尖刀 8 9 は、偽嚢胞 5 5 にアクセスし、偽嚢胞 5 5 の周辺組織を焼いて、偽嚢胞 5 5 の内容物の迅速な排出を潜在的に容易にするように用いられる。

40

【 0 0 4 1 】

図 5 に示している偽嚢胞 5 5 から排液するための方法に戻るが、針 5 6 が、図 9 に示す様に偽嚢胞 5 5 に作った穿孔部位から取り除かれた後、針尖刀 8 9 が、直線状のエコー内視鏡 1 1 のアクセサリチャンネル 2 9 内に導入され、ワイヤーガイド 5 0 に同軸に外挿され、偽嚢胞 5 5 の穿孔部位まで進められる。針尖刀 8 9 は、そのエコー発生遠位端 8 7 の場所を超音波で監視することによって、偽嚢胞 5 5 まで案内される。ワイヤ尖刀 8 9 を偽嚢

50

胞 5 5 に近接して配置した後、ルーメン 1 0 8 内に配置されている細い電気焼灼器ワイヤー 9 0 を使って偽嚢胞 5 5 の周辺組織を加熱して焼き、最初に針 5 6 によって作られた偽嚢胞 5 5 の穿孔を拡張させる。

【 0 0 4 2 】

図 1 1 に示している様に 1 つのエコー発生遠位端 8 7 を設ける代わりに、プラスチック製の外側保護スリーブ 8 6 の遠位先端 9 4 の付近又は近くに、複数のエコー発生表面を設けてもよいものと理解されたい。こうすると、外科医は、針尖刀 8 2 の垂直及び水平方向と、偽嚢胞 5 5 の中への針尖刀 8 9 の侵入深さを判断することができるようになる。電気焼灼器ワイヤー 9 0 による周辺組織の加熱中に一定の侵入深さを維持することで、隣接する壁組織への裂傷又は不必要な外傷が無いと保証できるのが望ましい。

10

【 0 0 4 3 】

電気焼灼器ワイヤー 9 0 によって穴の拡張が完了した後、図 1 0 に示している様に、1 つ又は複数のステント 8 5 が、遠位端 8 0 に沿ったエコー発生表面 8 1、8 2、8 3 を監視することによって、偽嚢胞 5 5 の拡張された穴の中へと超音波によって案内される。ステント 8 5 は、拡張を維持して、偽嚢胞 5 5 の内容物を排出し易くする。

【 0 0 4 4 】

本発明の別の実施形態によれば、エコー発生部を G I アクセサリへ組み込むと、粘膜及び粘膜下病巣、リンパ節を含む腸周辺の構造、並びに、すい臓、肝臓、副腎、及び胆管内に生じる塊の E U S ガイド式細針吸引 (F N A) 生検を大幅に向上させることができる。図 4 及び図 1 2 - 1 4 は、図 1 2 に示している、すい臓 9 7 の底部の塊 9 6 から流体を吸引する E U S ガイド式装置システム 9 5 の適用例を示している。走査で塊 9 6 を検出した後、外科医は、適切な塊 9 6 のサンプルを得て癌であるか否かを判定するために、塊 9 6 に近接し、E U S ガイド式装置システム 9 5 を使用して操縦する。

20

【 0 0 4 5 】

E U S ガイド式装置システム 9 5 は、直線状のエコー内視鏡 1 1、針 1 0 0、及び細胞ブラシ 1 1 0 を備えている。生検針 1 0 0 を図 1 3 と図 1 4 に示している。生検針 1 0 0 は、図 1 3 に示すカテーテル 1 0 1 と、図 1 4 に示すスタイレット 1 0 6 を備えている。カテーテル 1 0 1 は、ルーメン 1 0 3 と、遠位端 1 3 0 付近のエコー発生表面 1 0 2 を備えている。スタイレット 1 0 6 は、遠位端 1 2 9 付近にエコー発生表面 1 0 5 を備えている。スタイレット 1 0 6 は、カテーテル 1 0 1 のルーメン 1 0 3 の中に装填される。細胞ブラシ 1 1 0 を図 1 5 に示しており、細胞ブラシ 1 1 0 は、遠位端 1 3 1 付近にあるエコー発生表面 1 1 2 と、毛 1 1 1 と、ワイヤーガイド 5 0 を受け入れるようになっているルーメン 1 1 3 と、を備えている。

30

【 0 0 4 6 】

図 1 2 は、E U S ガイド式細針吸引生検 (F N A) のための方法を示している。直線状のエコー内視鏡 1 1 は、G I 管腔 1 内に在り、食道を通して、十二指腸 9 9 の中に進められる。直線状のエコー内視鏡 1 1 は、外科医によって、乳頭 5 にできるだけ近づくように操縦される。次に、生検針 1 0 0 が、アクセサリチャンネル 2 9 を通して、直線状のエコー内視鏡 1 1 の近位端 1 3 に装填される。直線状配列の変換器 1 4 のスイッチが入れられる。生検針 1 0 0 の遠位端 1 3 0 がアクセサリチャンネル 2 9 の遠位端 8 8 から現れると、塊 9 6 に対する生検針 1 0 0 の経路を視覚化して監視することができる。直線状配列の変換器 1 4 から放出される超音波は、エコー発生表面 1 0 2 から直線状配列の変換器 1 4 に向かって反射し、超音波検査画像が E U S ディスプレイパネル (図示せず) に現れる。超音波走査面 3 0 は、図 1 2 に示す様に、長手方向軸 3 4 に平行なので、塊 9 6 に向かう生検針 1 0 0 の全経路は、超音波走査面 3 0 の視界内にある。

40

【 0 0 4 7 】

カテーテル 1 0 1 の遠位端 1 3 0 付近に 1 つのエコー発生表面 1 0 2 を設ける代わりに、針尖刀 8 9 の垂直及び水平方向と、針尖刀 8 9 の侵入深さを判定するため、遠位端 1 3 1 付近に複数のエコー発生表面を追加してもよいものと理解されたい。更に、エコー発生表面 1 0 2 に近接して複数のエコー発生表面を配置すると、入射する超音波がカテーテル

50

101の最遠位のエコー発生表面102から反射できない場合、追加の可視領域が提供される。その様な追加の可視領域は、カテーテル101が、超音波走査面30の視界内に確実に留まるようにする。

【0048】

生検針100が塊96へ正確に案内された後、外科医は、遠位端130が塊96に入るまで、生検針100を前後に動かすことによって、塊96に穴を開ける。遠位端130を塊96の中に首尾よく挿入すると、スタイレット106が取り外される。スタイレット106を取り外す際の経路は、エコー発生表面105から反射する超音波によって監視される。1つのエコー発生遠位領域の代わりに、遠位端129付近に複数のエコー発生表面を採用して、スタイレット106がアクセサリチャンネル29の遠位端88に向かって案内されるときに、外科医がスタイレット106の垂直及び水平方向を判定できるようにしてもよい。

10

【0049】

塊96からの内容物の吸引には、カテーテル101の近位端に配置又は接続されている真空ロックシリンジ（図示せず）によって負圧を掛ける段階が含まれる。適切なサンプルを得るには、カテーテル101を何度も前後運動させる必要がある。処置のこの時点で、外科医は、塊96に対するエコー発生表面102の相対的な場所を監視する。カテーテル101の場所の監視に失敗すると、吸引中にカテーテル101を不用意に塊96の外側に引き出して腸の管腔に入れることになり、その場合、塊96は、管腔の内容物と上皮によって汚染される虞がある。エコー発生表面102から直線状配列の変換器14に向かって戻される超音波の反射によって、外科医は、吸引中に、生検針100のリアルタイムの場所を監視し、生検針100が意図せず腸の管腔内へと動くのを回避することができる。

20

【0050】

外科医が塊96を吸引できない場合は、細胞ブラシ110を用い、毛111によって塊96を部分的に解体する。ワイヤーガイド50は、アクセサリチャンネル29を通して装填され、その後、カテーテル101に向かって、そしてカテーテル101のルーメン103の中へと操縦される。ワイヤーガイド50が、アクセサリチャンネル29の遠位端88から出てGI管腔1に入ると（図12参照）、直線状配列の変換器14から放出された超音波がエコー発生表面49（図4参照）から変換器14に向かって反射され、エコー発生表面49がEUSディスプレイパネル上に超音波検査画像として現われる。カテーテル101のエコー発生表面102は、超音波走査面30の視界内にあるので、外科医は、ワイヤーガイド50をカテーテル101のルーメン103の中へと案内しているときに、ワイヤーガイド50とカテーテル101の両方を視ることができる。

30

【0051】

ワイヤーガイド50がルーメン103に装填されると、生検針100のカテーテル101構成要素が外される。カテーテル101を取り外す際のその場所は、エコー発生表面102の場所を監視することによって、正確に制御される。図13に示す1つのエコー発生表面102の代わりに、カテーテル101の遠位端130付近の複数のエコー発生表面を利用すれば、外科医は、カテーテル101を、アクセサリチャンネル29の遠位端88に向かって操縦しているときにカテーテル101の垂直及び水平方向を判定することができる。

40

【0052】

生検針100が取り外された後、細胞ブラシ110は、直線状のエコー内視鏡11を通して、アクセサリチャンネル29の中に挿入される。ワイヤーガイド50は、細胞ブラシ110のルーメン113内に配置されると、安定したガイドとして作用する。細胞ブラシ110がアクセサリチャンネル29の遠位端88から出て塊96に向かって移動を開始する際、エコー発生表面112は制御された超音波ガイド式操縦を行うために、外科医が使用する視覚マーカを提供する。塊96に到達すると、毛111を使用して、塊が部分的に解体されるまで、塊96をゆっくりとこね回す。塊96が十分にこね回されたら、細胞ブラシ110が塊96から引き出され、カテーテル101が吸引のために再び導入される。カ

50

テータル 101 のエコー発生表面 102 と細胞ブラシのエコー発生表面 112 を視覚化することで、正確に操縦して方向を定めることができ、確実に 2 つの装置を迅速に入れ替えることができるようになる。その様な視覚化は、更に、周囲の組織への意図しない損傷の危険性を減らすことによって、2 つの装置を安全に入れ替えることができるようになる。

【0053】

当業者であれば、上記の EUS ガイド式装置システム 95 と、その使用方法を使って、シード及び他の治療剤を目標の管腔外領域に注入できることを理解頂けるであろう。

【0054】

EUS ガイド式装置システムについて説明している上記実施形態は、ワイヤーガイド又はエコー発生ワイヤーガイドを備えているか又は備えていないエコー発生装置を使用することを考慮している。

10

【0055】

当業者であれば、開示されている本発明の全ての実施形態に従って使用することのできる装置上のエコー発生表面には多くの明らかな変形例があることを理解頂けるであろう。装置の上面だけをエコーが生じるようにする代わりに、当業者であれば、説明している全てのエコー発生装置が、超音波視覚化の向上を容易にするために遠位端付近に円周状のエコー発生帯を有していてもよいことを理解頂けよう。図 16 は、遠位端 200 付近に 3 つのエコー発生円周状表面 202、203、204 が均一に間隔を空けて配置されている GI 医療装置 201 を示している。エコー発生円周状表面は、GI 医療装置 201 の外側表面に沿って 360 度伸張している。その様な円周状表面は、GI 医療装置 201 から反射して入射する超音波の量を増すので、装置 201 の超音波視覚化が向上する。

20

【0056】

更に、外傷を軽減するために、中にルーメンを含んでいる装置は、それらの内側表面壁をエコー発生表面として利用することで外側壁を滑らかにし、エコー発生外側表面の窪みの付いた装置の動きに伴う組織の外傷を無くすることができる。図 17 は、エコー発生内側表面 304 がルーメン 307 の壁に作られている GI 医療装置 301 を描いている。入射する超音波 302 は、滑らかな外側表面 306 を通過する。超音波 302 は、エコー発生内側表面 304 に達すると、直線状配列の変換器 14 (図示せず) に向かって反射し戻される。超音波 302 の減衰は起こらない。

30

【0057】

上記の図面と開示は、一例に過ぎず網羅しているわけではない。この説明は、当業者に多くの変更及び代替案を示唆している。その様な変更と代替案は、全て特許請求の範囲に包含されるものである。当業者には理解頂けるように、ここに記載した具体的な実施形態と等価な等価物も、特許請求の範囲に包含されるものとする。例えば、本発明を、胆管及び膵管、胃壁、及び膵臓にアクセスするという文脈で説明してきた。一例に過ぎず限定するわけではないが、胸腔の様な他の身体空洞にアクセスするために本発明の原理を適用することは、当業者の手の内にあり、特許請求項の範囲に包含されるものと考えている。更に、本開示を鑑み、多種多様な EUS ガイド式装置システムと、それを使用する方法は、当業者には明白であろう。

40

【図面の簡単な説明】

【0058】

【図 1】胃腸管腔内を進められている直線状の内視鏡の断面図であり、拡張していないバスケットアセンブリが、直線状のエコー内視鏡のアクセサリチャンネルの中に装填されている。

【図 2】異物を回収するためのエコー発生拡張可能バスケットアセンブリの側面図である。

【図 3】図 2 のエコー発生拡張可能バスケットアセンブリの立面図である。

【図 4】エコー発生ワイヤーガイドの立面図である。

【図 5】胃の中を進められている直線状のエコー内視鏡の断面図であり、エコー発生針が、直線状のエコー内視鏡のアクセサリチャンネルの中に装填されている。

50

【図 6】エコー発生遠位端を有する針の、部分断面図である。

【図 7】本発明のエコー発生針の遠位端に沿って所定の間隔で配置されている 3 つのエコー発生表面を有するエコー発生針の立面図である。

【図 8】図 7 のエコー発生針が目標の偽嚢胞へ超音波で案内されている状態の立面図である。

【図 9】図 7 のエコー発生針が目標の偽嚢胞を貫通している状態の立面図である。

【図 10】遠位端に沿って 3 つのエコー発生表面が間隔を空けて配置されているエコー発生ステントの立面図である。

【図 11】エコー発生遠位端を有する針尖刀と、針尖刀のルーメン内に配置された電気焼灼器ワイヤーの立面図である。

【図 12】胃の中で進められている直線状のエコー内視鏡の断面図であり、直線状のエコー内視鏡は、直線状のエコー内視鏡のアクセサリチャンネルの中に装填されているエコー発生生検針を有している。

【図 13】エコー発生遠位端を備えたカテーテルを有する生検針の立面図である。

【図 14】図 13 のカテーテルの中に装填されているエコー発生遠位端を備えたスタイレットを有する生検針の立面図である。

【図 15】エコー発生遠位端を有する細胞ブラシの立面図である。

【図 16】互いに所定の距離にある 3 つの円周エコー発生表面を有する胃腸装置の斜視図である。

【図 17】滑らかな外側表面と、胃腸装置のルーメンの内壁に沿ったエコー発生表面を有する胃腸装置の立面図である。

10

20

【図 1】

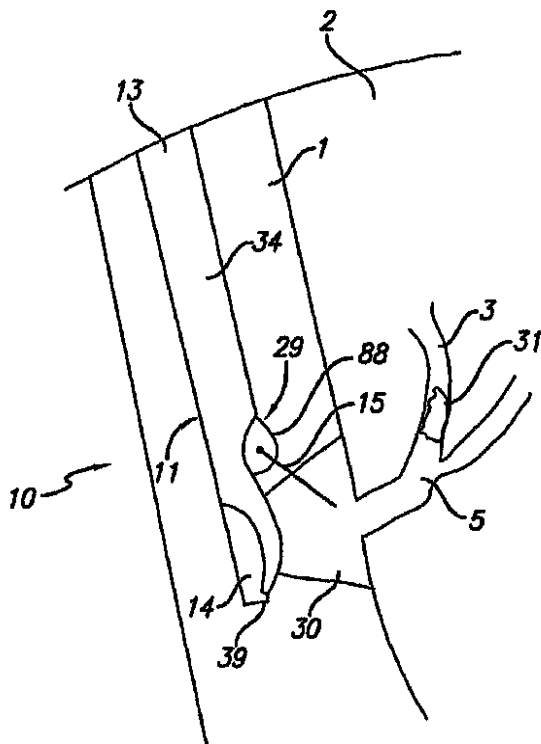


FIG. 1

【図 2】

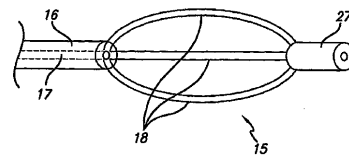


FIG. 2

【図 3】

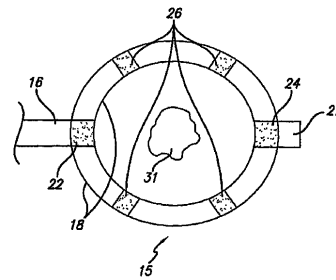


FIG. 3

【図 4】

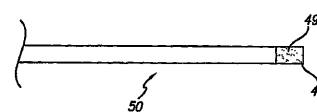


FIG. 4

【図 5】

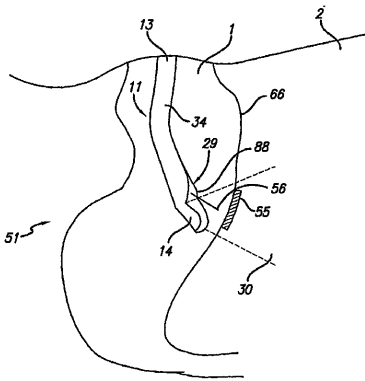


FIG. 5

【図 6】

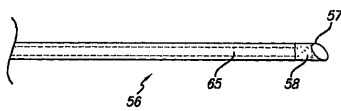


FIG. 6

【図 7】

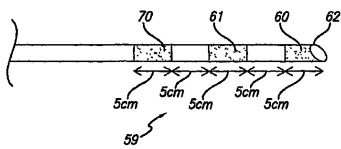


FIG. 7

【図 11】

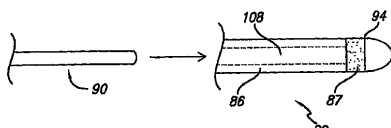


FIG. 11

【図 12】

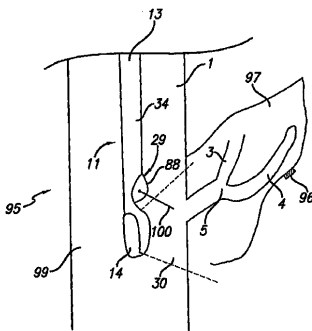


FIG. 12

【図 13】

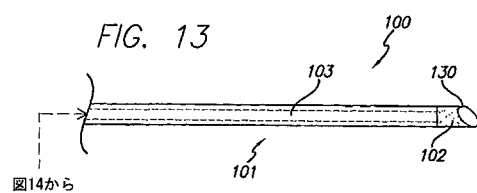


FIG. 13

図14から

【図 8】

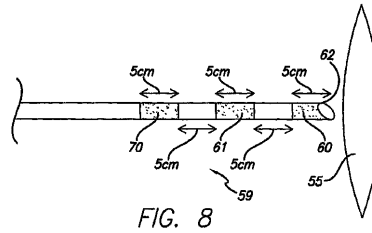


FIG. 8

【図 9】

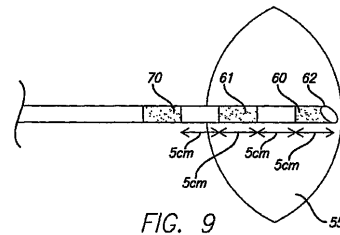


FIG. 9

【図 10】

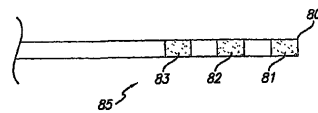


FIG. 10

【図 14】

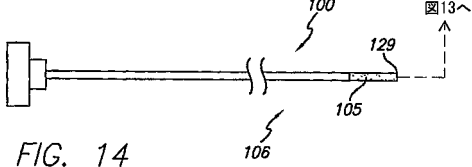


FIG. 14

【図 15】

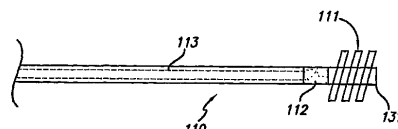


FIG. 15

【図 16】

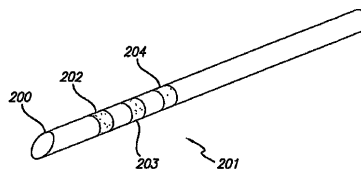


FIG. 16

【図 17】

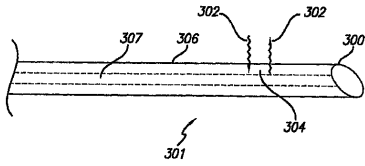


FIG. 17

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2006/007240

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B10/00 ADD. A61B19/00 A61B17/22 A61B17/34		
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		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2005/043756 A1 (LAVELLE SHAY ET AL) 24 February 2005 (2005-02-24) paragraph [0052]; claims 1,2; figure 1	1-12
X	US 5 289 831 A (BOSLEY ET AL) 1 March 1994 (1994-03-01) column 7, line 36 - line 59; figures 9,12-14 column 8, line 33 - line 40	1-12
X	US 6 669 643 B1 (DUBINSKY THEODORE J) 30 December 2003 (2003-12-30) column 13, line 43 - line 55 abstract; figures 1-6	1-12
X	WO 02/03873 A (THE GOVERNMENT OF THE UNITED STATES OF AMERICA, RE; WOOD, BRADFORD, J) 17 January 2002 (2002-01-17) abstract; figures 1-4	1,11
☐ 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 document 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		Date of mailing of the international search report
12 June 2006		20/06/2006
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5618 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax. (+31-70) 340-3016		Authorized officer Moers, R

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2006/007240

Patent document cited in search report		Publication date		Patent family member(s)	Publication date
US 2005043756	A1	24-02-2005	EP	1656072 A2	17-05-2006
			WO	2005011506 A2	10-02-2005
US 5289831	A	01-03-1994	CA	2022464 C	21-03-1995
US 6669643	B1	30-12-2003	NONE		
WO 0203873	A	17-01-2002	AU	7158601 A	21-01-2002

フロントページの続き

(51) Int. Cl.		F I		テーマコード (参考)
A 6 1 F	7/00	(2006.01)	A 6 1 B 17/22	3 3 0
			A 6 1 B 17/36	3 3 0
			A 6 1 F 7/00	3 2 2

(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, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(72) 発明者 ケネディ, ケネス, シー., セカンド
 アメリカ合衆国 2 7 0 1 2 ノースカロライナ州 クレモンズ, エルクモント コート 2 0 2
 1

(72) 発明者 ラッカー, ブライアン ケー.
 アメリカ合衆国 2 7 0 2 1 ノースカロライナ州 キング ルーク ストリート 1 1 4 8

(72) 発明者 スカーヴェン, グレゴリー, ジェー.
 アメリカ合衆国 2 7 2 8 4 ノースカロライナ州 カーナーズビル, グレンリッジ ドライブ
 1 9 5 0

F ターム(参考) 4C060 EE03 EE06 JJ12 JJ17 JJ25 JJ29 MM24 MM26
 4C099 CA13 CA19 JA13 TA10
 4C601 BB02 EE05 EE16 FE01 FF05 FF11 GB04

专利名称(译)	GI医疗器械的回声生成标记		
公开(公告)号	JP2008531208A	公开(公告)日	2008-08-14
申请号	JP2007558175	申请日	2006-02-27
[标]申请(专利权)人(译)	库克医学技术有限责任公司 WILSONCOOK医疗		
申请(专利权)人(译)	威尔逊 - 库克医疗公司		
[标]发明人	ハーディンデイビッド ケネディケネスシーセカンド ラッカーブライアンケー スカーヴェングレゴリージェー		
发明人	ハーディン, デイビッド ケネディ, ケネス, シー., セカンド ラッカー, ブライアン ケー. スカーヴェン, グレゴリー, ジェー.		
IPC分类号	A61B8/12 A61B10/02 A61B19/00 A61B17/22 A61B18/00 A61F7/00		
CPC分类号	A61B10/04 A61B1/2736 A61B8/0833 A61B8/12 A61B8/445 A61B17/221 A61B17/3478 A61B2010/0216 A61B2017/22042 A61B2017/2212 A61B2090/062 A61B2090/3784 A61B2090/3925		
FI分类号	A61B8/12 A61B10/00.103.B A61B10/00.103.C A61B10/00.103.M A61B19/00.502 A61B17/22.330 A61B17/36.330 A61F7/00.322		
F-TERM分类号	4C060/EE03 4C060/EE06 4C060/JJ12 4C060/JJ17 4C060/JJ25 4C060/JJ29 4C060/MM24 4C060/MM26 4C099/CA13 4C099/CA19 4C099/JA13 4C099/TA10 4C601/BB02 4C601/EE05 4C601/EE16 4C601/FE01 4C601/FF05 4C601/FF11 4C601/GB04		
代理人(译)	伊藤 茂		
优先权	60/657540 2005-02-28 US		
其他公开文献	JP2008531208A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

描述了用于监视装置在患者的腔内和腔外区域内的位置的内窥镜超声引导的系统和方法。内窥镜超声引导系统包括线性回波内窥镜，装置和线引导件。该设备和导线导向器配备有回声表面，可对位于线性回波镜远端的换能器进行超声监测，以了解设备的位置。当设备的回声表面遇到一系列换能器线性阵列发出的入射超声波时，入射超声波会从回声表面反射回去并向换能器传播。产生的实时超声图像。在接收到设备的实时超声图像之后，外科医生可以确定设备在患者的腔内或腔外区域内的位置。在确定设备的位置之后，外科医生可以调整设备的路径，以确保将设备引导到目标位置。[选择图]图3

