

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5925193号  
(P5925193)

(45) 発行日 平成28年5月25日 (2016.5.25)

(24) 登録日 平成28年4月28日 (2016.4.28)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 B 8/00 (2006.01)** A 6 1 B 8/00  
**A 6 1 B 18/12 (2006.01)** A 6 1 B 17/39 3 1 0  
**A 6 1 M 31/00 (2006.01)** A 6 1 M 31/00

請求項の数 11 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2013-513768 (P2013-513768)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成22年9月29日 (2010.9.29)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2013-533759 (P2013-533759A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成25年8月29日 (2013.8.29)		オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(86) 国際出願番号	PCT/IB2010/054383		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(87) 国際公開番号	W02011/154782	(74) 代理人	100087789
(87) 国際公開日	平成23年12月15日 (2011.12.15)		弁理士 津軽 進
審査請求日	平成25年8月21日 (2013.8.21)	(74) 代理人	100122769
審査番号	不服2014-17498 (P2014-17498/J1)		弁理士 笛田 秀仙
審査請求日	平成26年9月3日 (2014.9.3)		
(31) 優先権主張番号	12/745,374		
(32) 優先日	平成22年6月7日 (2010.6.7)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 経皮的針、血管内カテーテル及び他の侵襲的デバイスの超音波視覚化

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

侵襲的医療デバイスを撮像する超音波診断撮像システムであって、  
 前記医療デバイスの遠位先端へと延在し、前記遠位先端においてオープンである流体経路を持つ侵襲的医療デバイスと、

前記流体経路に結合され、前記流体経路に対してマイクロバブル流体を提供するマイクロバブル流体のソースと、

前記侵襲的医療デバイスの位置を含む超音波画像フィールドをスキャンする超音波プローブと、

前記超音波プローブに結合された超音波撮像システムであって、前記流体の前記マイクロバブルが、ポンプにより供給され、前記医療デバイスの遠位先端を覆うように囲み、前記超音波撮像システムが、前記流体の前記マイクロバブルから前記プローブにより受信される非線形超音波信号に応答し、前記マイクロバブルの位置の画像を表示する、超音波撮像システムとを有し、

前記ポンプが、前記侵襲的医療デバイスを囲む組織の閉塞圧に打ち勝つのに十分な流体圧を提供する、超音波診断撮像システム。

【請求項2】

前記医療デバイスが更に、挿入部分及び前記挿入部分の遠位端部から延長可能であるツールを含み、前記流体経路は、前記挿入部分の遠位端部へと延在してオープンであり、前記医療デバイスの遠位先端を囲む前記流体の前記マイクロバブルが、前記ツールの遠位先

10

20

端を囲む前記流体の前記マイクロバブルである、請求項 1 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 3】

前記医療デバイスが更に、遠位端部を持つ挿入部分を含み、前記流体経路は更に、前記遠位端部へと延在する供給経路及び前記遠位端部から延在するリターン経路を含む、請求項 1 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 4】

前記侵襲的医療デバイスが更に、腫瘍又は心臓のチャンバに対して高周波エネルギーを印加する高周波切除デバイスを有する、請求項 1 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 5】

侵襲的医療デバイスを撮像する超音波診断撮像システムであって、  
前記医療デバイスの遠位先端へと延在し、前記遠位先端においてオープンである流体経路及び前記流体経路への結合部を持つ侵襲的医療デバイスと、

マイクロバブル流体のソースと、

前記マイクロバブル流体のソースと前記デバイスの流体経路に対してマイクロバブル流体を供給するよう作用する前記医療デバイス結合部との間に結合される流体ポンプであって、前記侵襲的医療デバイスを囲む組織の閉塞圧に打ち勝つのに十分な流体圧を提供する、流体ポンプと、

体内における前記医療デバイスの位置を含む画像フィールドをスキャンする超音波プローブと、

前記超音波プローブに結合された超音波撮像システムであって、前記マイクロバブル流体が、前記医療デバイスの遠位先端を覆うように囲み、前記超音波撮像システムが、前記マイクロバブル流体から反射される非線形信号に応答し、前記体内における前記侵襲的医療デバイスの位置の画像を生成する、超音波撮像システムとを有する、超音波診断撮像システム。

【請求項 6】

前記超音波撮像システムが、コントラスト特有の撮像、Bモード撮像又はドップラー撮像モードの 1 つにおいて作動することができる、請求項 5 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 7】

前記流体ポンプが、注入ポンプを有する、請求項 5 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 8】

前記侵襲的医療デバイスが更に、腫瘍又は心臓のチャンバに対して高周波エネルギーを印加する高周波切除デバイスを有する、請求項 5 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 9】

前記マイクロバブル流体のソースが、マイクロバブルを含む生理食塩水のバッグを有する、請求項 5 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 10】

前記マイクロバブル流体が、空気泡、カプセル化されたマイクロバブル、ナノ粒子を気体に相転移することで発生されるマイクロバブル、生理食塩水を攪拌することで発生されるマイクロバブル、又は超音波造影剤のマイクロバブルの 1 つを有する、請求項 5 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 11】

前記超音波撮像システムが、前記流体ポンプによる前記マイクロバブル流体の供給を制御するよう動作可能である、請求項 5 に記載の超音波診断撮像システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療診断超音波撮像に関し、特に、医療手順の間、体に挿入される侵襲的デバイスの超音波撮像に関する。

10

20

30

40

50

## 【背景技術】

## 【0002】

多くの侵襲的手順が、特に侵襲的デバイスがターゲット組織を治療するために体に挿入されるとき、非侵襲的撮像により補強される。例えば、ターゲット組織又は細胞集団が針により直接及び確実にアクセスされるよう、生検針がしばしば、超音波により視覚的に支援される。臨床医は、体内の疑惑の病変をサンプル採取又は除去するため、針が体内に挿入されるとき、この針の経路を視覚的に観測することができる。別の例は、高周波切除針である。これは、高周波エネルギーが適用される前に、針のティンにより握られる又は囲まれることになる腫瘍と係合するよう、体に挿入される。視覚化は、針ティンが正しく及び完全に腫瘍と係合することを保証する。更なる例は、血管内カテーテルである。これは、例えば、大腿動脈でのそのアクセスポイントから体内に長距離にわたり誘導されることができ、カテーテルの先端は、例えば、心臓の目標とされたチャンバにおけるその正確な配置を保証するため、超音波撮像により観測されることができ、

10

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0003】

しかしながら、超音波フィールドにおいて侵襲的デバイスをはっきり視覚化することは、しばしば困難でありえる。針といった侵襲的デバイスは一般に、超音波プローブに対してより近い近傍において体に挿入される。これらの固体器具は、プローブから超音波ビームに対して浅い入射角を与える鏡面反射体である。しばしば、器具の位置は、ビーム方向に対して事実上平行である。結果的に、超音波は、強いリターン信号を提供する代わりに、体のより深くにおいて反射されることができ、結果として、デバイスは、超音波画像において壊れた又は不明瞭な外観を提供することになる。この問題を緩和するための試みが行われ、例えば米国特許第4,401,124号(Guessその他)にて説明されるような、針の先端の近くで回折格子を形成するものがある。しかし、この手法も角度依存である。別の手法は、米国特許第5,095,910号(Powers)にて説明されるような、針の運動をドップラー復調するものである。しかし、この技術は、針が移動する間でのみ有効である。別のドップラー手法は、国際公開第2004/082749号(Keenanその他)にて説明されるような、体に流体の安定したフローを注入し、流体フローのフローレートのドップラーセンシングから、注入デバイスの場所を検出するものである。従って、超音波フィールドにおける位置に

20

30

## 【課題を解決するための手段】

## 【0004】

本発明の原理によれば、超音波により撮像されることになる侵襲的医療器具が、改良された視覚化のためマイクロバブルの流体を利用する。マイクロバブルは、流体において懸濁されるカプセル化されたガス状の粒子又はガス状の前駆体である。マイクロバブルは、非常に小さく、十ミクロンのオーダーにあり、食塩又は他の流体において搬送される。流体は、クローズ型の経路において器具を通り継続的に流れる又は循環されることができ、又はデバイスの先端が画像においてはっきり配置されることを可能にするため、器具の遠位端部を出ることができ、流体におけるマイクロバブルは、衝突する超音波に対してハーモニック信号の拡散反射体を与える。これは、超音波フィールドにおけるその位置に関係なく、デバイスがはっきりと撮像されることを可能にする。ハーモニック信号リターンは、他の分散要素から反射されるファンダメンタル信号から、器具の遠位先端の周りのマイクロバブルの場所をはっきりとセグメント化し、運動効果を必要とすることなく生成される。

40

## 【図面の簡単な説明】

## 【0005】

【図1】本発明の原理に基づき構築されるオープンマイクロバブル流体経路を持つ侵襲的医療デバイスの断面図である。

50

【図 1 a】マイクロバブルにより囲まれる針先端を示す図 1 の針の先端の拡大図である。

【図 2】器具の先端へ / から流体を循環させるクローズ型ループのマイクロバブル流体経路を持つ侵襲的医療器具の断面図である。

【図 2 a】供給及びリターン流体経路を接続する経路を示す図 2 の針シースの断面図である。

【図 3】マイクロバブルのフローを伴い超音波で照射される針タインを持つ高周波切除針の断面図である。

【図 4】侵襲的医療デバイスに関連付けられるマイクロバブルを撮像するよう適合される超音波撮像システムのブロック図である。

【図 5】本発明の原理による図 3 の針を持つ高周波切除を実行する例示的なステップを示すフローチャートである。

【図 6】本発明によるマイクロバブルから反射されるハーモニック信号を撮像するよう適合される超音波撮像システムをブロック図形式で示す図である。

【図 7】本発明によるマイクロバブルから反射されるハーモニック信号を撮像するよう適合される好ましい超音波撮像システムをブロック図形式で示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0006】

最初に図 1 を参照すると、ここでは生検針 20 として示される侵襲的医療器具が、本発明の原理に基づき構築される。針 20 は、外側シース 21 を有する。これは、時々挿入針と呼ばれ、生検が行われることになる又は器具により他の態様で探索されることになる組織に向かって体内に挿入される。外側シース 21 は、スタイレット又は針又は他のツール 24 を搬送する。外側シース 21 が探索される組織に近接して体に挿入されるとき、スタイレット 24 が、疑惑の組織を突き通し、サンプルを取得するため、又は組織において他のいくつかの処置をするため、延在される。いくつかの手順において、挿入針は体から除去される。一方、スタイレット又はツール 24 が後続の操作のため適切な位置に残される。

【0007】

本発明の原理によれば、マイクロバブルを含む流体のフロー 26 は、針のルーメンを通り供給される。この実施形態において、流体経路は、挿入針の遠位先端でオープンである。マイクロバブル流体は、挿入針 21 の先端から外に流れることができ、スタイレット 24 の先端を囲むことができる。マイクロバブル流体は、例えばガス状の粒子を含む水又は食塩液といった任意の生体適合流体とすることができる。ガス状の粒子として、2、3の候補の名前を挙げるならば、空気泡、カプセル化されたマイクロバブル、位相変換されたナノ粒子、攪拌された食塩水又は超音波造影剤とすることができる。マイクロバブルは、衝突する超音波から相対的に強いエコーリターンを提供する高エコー源性粒子である。戻りエコーの強度が非常に角度依存である鏡面反射体である針と比較すると、球面マイクロバブル又は他の粒子は、角度依存がほとんどない又は全くない有意なエコー信号を戻すことになる。従って、針 24 の先端を囲むマイクロバブルの容器 26 は、針の角度に関係なく、針及びスタイレットの先端位置及びシャフトを照射する。他方で、針は、衝突する超音波が、針の角度で斜めにあたり、超音波トランスデューサに戻るのではなく、組織内に深く散乱することをもちたす。これは、超音波画像において針及びスタイレットのドロップアウト及び不規則な出現を生じさせる。この問題点は、角度依存又は画像ドロップアウトがほとんど又は全くない針の長さに沿って超音波を反射するマイクロバブル流体経路により解決される。

【0008】

図 1 a は、スタイレット 24 の先端の拡大図である。これは、器具の先端を囲むマイクロバブル 26 を示す。マイクロバブル 26 からのエコーリターンは、超音波画像における先端の位置を照射する。

【0009】

図 2 は、本発明の別の実施形態を断面において示す。本実施形態において示される医療

10

20

30

40

50

器具は、マイクロバブル溶液に関するクローズ型の流体経路を持つ。斯かる実施形態は、体の脈管構造に挿入されるカテーテル又は他のデバイスに関して、及び器具の先端に対して冷却流体を利用する器具に関して、適している。後者の場合、冷却流体はマイクロバブルを含む。心臓再同期療法において心臓の心内膜壁を切除するために使用される高周波切除カテーテルは、本発明によるマイクロバブル溶液を搬送するのに適した流体経路を持つこともできる。図2の例において、外側シース21は、供給流体経路28aにおいてマイクロバブル流体26を含む。この経路28aにおいてマイクロバブル流体26は、矢印27により示される供給源から器具の先端へと進行する。シース21の他の側には、リターン流体経路28bがある。この経路を通り、マイクロバブル流体は、矢印29により示される器具の外側のポイントへと戻る。シースの先端の近くには、接続経路28cがある。この経路を通り、図2aに示されるように、流体が、供給経路28aからリターン経路28bへと流れる。クローズ型の流体経路器具の利点は、マイクロバブル流体が、オープン流体経路器具から体に注入される流体の厳格な要件に合致する必要がない点にある。

10

## 【0010】

図3は、無線周波数エネルギーを用いて腫瘍を治療する本発明の原理に基づき構築される高周波切除針30の例を示す。この例において、針シース21は、遠位先端に多くの小さな、湾曲したティン32a, 32bを持つ高周波切除針を搬送する。シースの遠位端部が、治療されることになる腫瘍に接近するまで、針シース21は体に挿入される。針は、図3に示されるようにシースの端部から針を延在することにより、配備される。針が配備されるとき、多くの湾曲したティン32a, 32b等が、腫瘍のボリュームを通り一様に配置される。しかしながら、腫瘍組織の密度又は剛性における変動は、小さなティンが、それらの意図された経路から偏向し、腫瘍において非一様に分散されることをもたらす可能性がある。臨床医は、超音波を用いて展開されたティンを撮像することにより、この問題をチェックすることになる。しかしながら、明らかのように、湾曲したティン32a, 32bは、多くの角度で超音波を散乱させる。これは、超音波画像において細針ティンのドロップアウト及び不明瞭な表示をもたらす可能性がある。本発明の原理によれば、マイクロバブル流体26は、シャフト21内部で針を囲み、図3に示されるようにティンにより突き通される腫瘍における開口を通り進行する。針ティン32a, 32bに隣接するマイクロバブルからのエコーリターンは、角度依存ではなく、高周波切除針の精細なティンが、超音波画像においてははっきりと視覚化されることを可能にする。

20

30

## 【0011】

図4は、本発明の原理に基づき構築される侵襲的医療デバイス10及び超音波システム14, 16を示す。この例において、針10は、ターゲット病変に向かって体の表面15を通り挿入される。針10が挿入されるとき、その進行は、針に対して超音波18を送信し、画像形成のため戻りエコーを受信する超音波プローブ14によりモニタされる。変換されたエコー信号は、処理及び表示のため、超音波システムのメインフレーム16に対してケーブル17により結合される。エコー信号は、体における針の位置を示す超音波画像22を生成するよう処理される。

## 【0012】

本発明の原理によれば、バッグ40は、マイクロバブル流体26を含む。マイクロバブル流体は、管44により針10の流体結合部12に供給される。注入ポンプ又はローラポンプといったポンプ42が、供給バッグ40から針へとマイクロバブル流体を穏やかにポンプで送る。ポンプ圧力は、マイクロバブル流体が、針の先端に達すること、及び例えば高周波切除針のティンといったツールにより切断される開口を通り配備されたツールと一緒に通過するのを可能にするのをもたらすのに十分であるだけでよい。こうして、流体圧は、例えば、ティンを囲む組織の塞いでいる圧力に打ち勝つのに十分であるだけでよい。この例において、リターン管46は、流体結合部12に結合される。これを通して、戻り流体が廃棄のためのコンテナ48に放出される。マイクロバブル流体が、例えば、冷却のため器具の先端に連続的に供給されるとき、リターン管は、クローズ型経路システムにとって望ましい。リターン管は、新鮮なマイクロバブル流体の供給が、器具に継続的に供

40

50

給されるオープン経路システムにとって望ましい場合もある。

【0013】

他の実施形態において、マイクロバブル流体バッグ26及びポンプ42は、シリンジに含まれるマイクロバブル流体を持つシリンジポンプを有することができる。このシリンジは、シリンジポンプにより作動される。マイクロバブル流体は、高周波切除デバイスの一部であるポンプシステム、又は侵襲的デバイスの一部である他の任意のポンプ又は洗浄サブシステムにより供給されることができる。マイクロバブル流体のフローは、超音波撮像システムにより制御されることができる。これは、オペレータの関与あり又はなしのいずれかにおいて、改良された撮像に関する流体の供給を制御する。例えば、自動、半自動又は手動の画像解析が、侵襲的デバイスの貧弱な画像を検出することができ、マイクロバブル流体のより大きな又は所定の（例えば、パルス状フローの）供給を要求することができる。

10

【0014】

図5は、本発明による高周波針を用いる手順の例である。ステップ50において、カテーテル又は高周波針が、ターゲット組織に隣接する初期位置へと挿入される。高周波切除手順の場合、針タインが腫瘍に展開される。カテーテル若しくは針、及び/又は配備された器具に隣接する組織における空間を、マイクロバブル流体で充填するため、注入ポンプが、ステップ52において作動される。ステップ54において、超音波撮像が、ある撮像モードで行われる。このモードは、例えばコントラスト特有の撮像、Bモード撮像又はドップラー撮像といった、画像におけるマイクロバブルを照射するモードである。ステップ56において、超音波画像が、手順を実行する臨床医に対して与えられる。画像は、2D画像又は3D画像（高周波切除針の展開されたタインを見るために望ましい）とすることができ、マイクロバブル視覚化画像は、構造的なBモード画像上にオーバーレイされる、又は並んで表示されることができる。追加的なポスト処理が、針タインを強調するため、所望するように実行されることができる。例えばスペックル減少処理である。マイクロバブル流体を用いて、針、カテーテル又は針タインの位置を見た後、臨床医は、ステップ58に示されるように侵襲的器具の位置を調整することができる。一旦器具がその最も有益で有効な体内位置へと調整されると、意図された治療が、ステップ60において実行される。

20

【0015】

図6は、本発明の原理に基づき構築される超音波診断撮像システムをブロック図形式で示す。このシステムは、超音波送信ビームを用いて撮像される体の2次又は3次元領域をスキャンすることにより作動する。各ビームが体を通りその操縦された経路に沿って送信されるとき、体における組織及びマイクロバブルは、送信された周波数要素に対応する線形及び非線形（又は、ファンダメンタル及びハーモニック）要素を持つエコー信号を戻す。送信された信号は、超音波に対する非線形レスポンスを示す造影剤のマイクロバブルから反射される。非線形レスポンスは、造影剤から戻されるエコー信号が、非線形要素を含むことをもたらすことになる。

30

【0016】

図6の超音波システムは、体内の散乱要素からのハーモニックエコー要素の反射のため、選択された変調特性の波又はパルスを所望のビーム方向に送信する送信機140を利用する。送信機は、図面に示されるように、送信ビームの特性を決定する複数の制御パラメータに反応的である。この特性は、送信ビームの周波数要素、その相対的な強度又は振幅、送信信号の位相又は極性を含む。送信機は、プローブ114のアレイトランスデューサ112の要素に対して、送信/受信スイッチ110により結合される。アレイトランスデューサは、プラナ（2次元）撮像のための1次元アレイ、又は2次元又はポリュメトリック（3次元）撮像のための2次元アレイとすることができる。

40

【0017】

トランスデューサアレイ112は、トランスデューサ通過帯域に含まれる線形及び非線形要素を含む体からのエコーを受信する。これらのエコー信号は、異なるトランスデュー

50

サ要素からのエコー信号を適切に遅延させ、浅い深度からより深い深度へとビームに沿ってコヒーレントなエコー信号のシーケンスを形成するよう、それらを結合するビーム形成器 118 へと、スイッチ 110 により結合される。好ましくは、ビーム形成器は、フィールドのニアフィールド深度からファールフィールド深度へと別々のコヒーレントなデジタルエコー信号のシーケンスを生成するよう、デジタル化されたエコー信号に関して作動するデジタルビーム形成器である。ビーム形成器は、1つ又は複数の空間的に異なる送信ビームの送信に基づき、複数の空間的に異なる受信走査線に沿ってエコー信号の2つ又はこれ以上のシーケンスを生成するマルチラインビーム形成器とすることができる。これは、3Dイメージングに関して特に有益である。ビーム形成されたエコー信号は、ハーモニック信号セパレータ 120 に結合される。

10

## 【0018】

ハーモニック信号セパレータ 120 は、エコー信号の線形及び非線形要素を様々な態様で分離することができる。1つの態様は、フィルタリングによるものである。2次ハーモニックといった特定の非線形要素が、ファンダメンタル送信周波数 ( $f_0$ ) とは異なる周波数帯域 ( $2f_0$ ) にあるので、マイクロバブルの印であるハーモニック信号が、バンドパス又はハイパスフィルタリングにより線形要素から分離されることができる。一般にパルス反転技術と呼ばれる非線形要素を分離するマルチパルス技術も複数存在する。パルス反転において、画像フィールドは、各ビーム方向における複数の異なる態様で変調された送信信号の送信によって超音波照射される。こうして、画像フィールドにおける同じ位置から複数のエコーが反射される。送信信号は、振幅において (米国特許第5,577,505号 (Brock Fisherその他) 参照)、位相又は極性において (米国特許第5,706,819号 (Hwangその他) 参照)、又はこれらの組み合わせにおいて変調されることができる。共通の位置から受信されたエコーが組み合わせられるとき、線形信号要素は、キャンセルされ、非線形信号要素は、互いを補強する (逆もまた同じである)。これにより、撮像のため分離された非線形 (例えば、ハーモニック) エコー信号が生成される。

20

## 【0019】

エコー信号は、Bモード検出器 122 により検出される。従来技術を越える本発明の技術の利点は、ドップラー処理が必要でない点にある。本発明は、所与の実施形態において、必要に応じてドップラー処理を用いて、実施されることができる。しかしながら、Bモード信号の使用は、長いドップラーアンサンブルの取得によりもたらされるリアルタイムのフレームレートにおける減少を回避する。検出されたエコー信号は、スキャンコンバータ 124 により、例えばセクター又はピラミッド状画像といった所望の画像フォーマットへと変換される。スキャン変換された画像は、画像バッファ 126 に一時的に格納される。画像バッファから、画像は、更なる処理を受けることができる。画像データは、ピクセル分類器に結合される。そこでは、マイクロバブルからの強いハーモニック信号リターンがセグメント化され、例えば、針の先端周りのマイクロバブルの小さなプールを強調するため、色彩又は輝度制御によって、必要に応じて、画像において強調されることができる。周囲のマイクロバブルからのハーモニック信号により明らかに示されるその先端を持つ針の画像が、ディスプレイバッファ 142 に結合される。このバッファから、この画像はディスプレイ 116 に示される。

30

40

## 【0020】

図7は、2パルス位相、又は極性パルス反転、又は差分周波数検出の技術により、ハーモニック信号分離を実行する別の超音波診断撮像システムをブロック図形式で示す。図7において、トランスデューサアレイ 112 は、ハーモニック又は差分周波数要素を有することができる非線形信号のエコーをマイクロバブルから受信する。これらのエコー信号は、異なる要素からのエコー信号を適切に遅延させ、浅い深度からより深い深度へとビームに沿ってエコー信号のシーケンスを形成するよう、それらを結合するビーム形成器 118 に対して、スイッチ 110 により結合される。ビーム形成器は、単一の送信ビームに基づき複数の空間的に異なる受信走査線に沿ってエコー信号の2つ又はこれ以上のシーケンスを生成するマルチラインビーム形成器とすることができる。ビーム形成されたエコー信号

50

は、非線形信号セパレータ 120 に結合される。この実施形態において、セパレータ 120 は、パルス反転技術により 2 次ハーモニック及び差分周波数要素を含む非線形信号を分離するパルス反転プロセッサである。ハーモニック及び差分周波数信号が非線形効果により展開されるので、それらはパルス反転処理により有利には分離されることができる。パルス反転に対して、送信機は、図面に示されるように送信パルスの位相、極性又は振幅である別の可変送信パラメータを持つ。超音波システムは、異なる振幅及び/又は位相を示す送信機 140 により制御される異なる送信極性の 2 つ又はこれ以上のビームを送信する。別の代替案は、 $b f_1$  及び  $a f_2$  として示される 2 つの異なる主要な要素周波数を持つビームを送信することである。これは、差分周波数 ( $f_1 - f_2$ ) を生成するため、組織を通りそれらの通路により中間変調される。2 つのパルス実施形態に対して、第 1 の送信パルスに基づき受信される走査線エコーは、ライン 1 バッファ 152 に格納される。第 2 の送信パルスに基づき受信される走査線エコーは、ライン 2 バッファ 154 に格納され、加算器 156 によりライン 1 バッファにおいて空間的に対応するエコーと組み合わせられる。代替的に、エコーの第 2 の走査線は、バッファリングなしに第 1 の走査線の格納されたエコーと直接組み合わせられることができる。送信パルスの異なる位相又は極性の結果として、非同相にある、ファンダメンタル (線形) エコー要素は、キャンセルし、同相にある、非線形の 2 次ハーモニック又は差分周波数要素は、互いを補強するために組み合わせられる。これは、強調された及びはっきりセグメント化された非線形ハーモニック差分周波数信号を生成する。非線形ハーモニック又は差分周波数信号は、例えばデシメーションといった操作から生じる望ましくない信号を除去するため、フィルタ 160 により更にフィルタリングされることができる。信号は、検出器 162 により検出される。これは、振幅又は位相検出器とすることができる。エコー信号は、後続のゲイスケール、ドップラー又は他の超音波ディスプレイのため、信号プロセッサ 164 により処理され、針の 2 次元又は 3 次元画像及びマイクロバブルから反射される非線形 (ハーモニック又は差分周波数) 信号の形成のため、画像プロセッサ 150 により更に処理される。結果として生じるディスプレイ信号が、ディスプレイ 116 に表示される。

10

20

【図1】

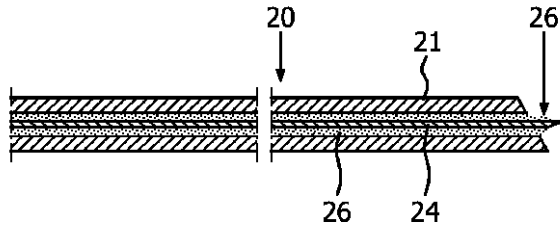


FIG. 1

【図1a】

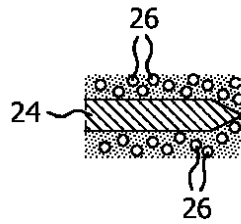


FIG. 1a

【図2】

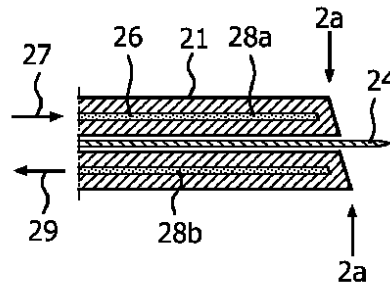


FIG. 2

【図2a】

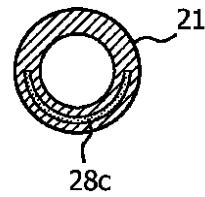


FIG. 2a

【図3】

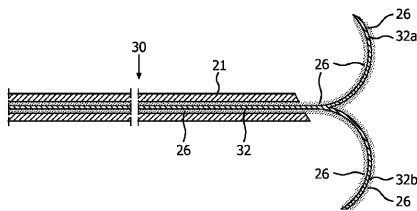


FIG. 3

【図4】

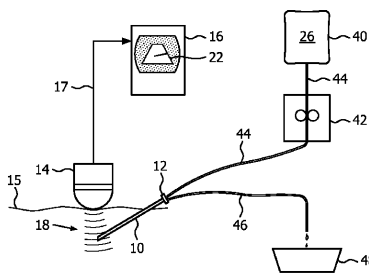
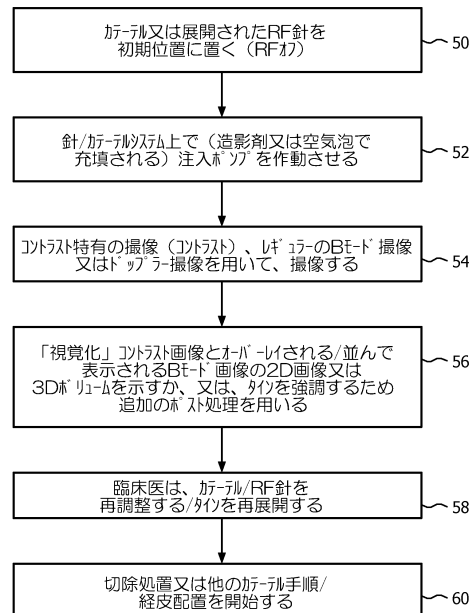
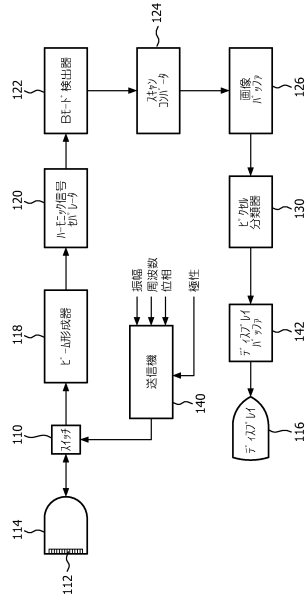


FIG. 4

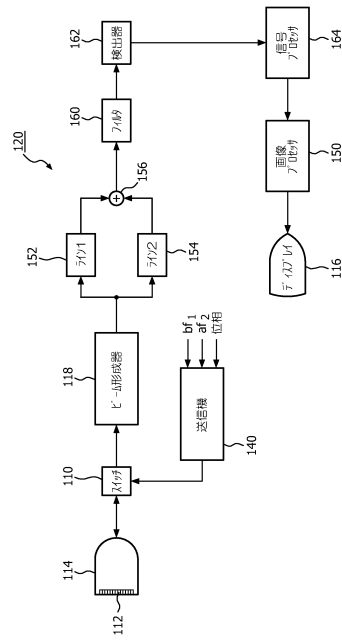
【図5】



【図6】



【図7】



## フロントページの続き

- (74)代理人 100163809  
弁理士 五十嵐 貴裕
- (72)発明者 フェルナンデス アンナ テレサ  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング  
4 4
- (72)発明者 シー ファ  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング  
4 4
- (72)発明者 ホール クリストファー ステフェン  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング  
4 4
- (72)発明者 ゴウティエル トマス  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング  
4 4
- (72)発明者 ソッカ シュンムガヴェル  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング  
4 4

## 合議体

審判長 三崎 仁

審判官 尾崎 淳史

審判官 高 場 正光

- (56)参考文献 特開2008-178589(JP,A)  
特表2006-520220(JP,A)  
特開平10-248793(JP,A)  
国際公開第2010/29906(WO,A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
IPC A61B 8/00

专利名称(译)	超声可视化经皮针，血管内导管和其他侵入性设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP5925193B2</a>	公开(公告)日	2016-05-25
申请号	JP2013513768	申请日	2010-09-29
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	フェルナンデスアンナテレサ シーファ ホールクリストファーステフェン ゴウティエルトマス ソッカシユンムガヴェル		
发明人	フェルナンデス アンナ テレサ シー ファ ホール クリストファー ステフェン ゴウティエル トマス ソッカ シユンムガヴェル		
IPC分类号	A61B8/00 A61B18/12 A61M31/00		
CPC分类号	A61B8/0833 A61B8/0841 A61B8/463 A61B8/481 A61B8/483 A61B18/1477 A61B2017/3413 A61B2018/1425 A61B2090/3925 A61B2090/3933		
FI分类号	A61B8/00 A61B17/39.310 A61M31/00		
优先权	12/745374 2010-06-07 US		
其他公开文献	JP2013533759A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)	<p>侵入式医疗装置包括微泡的流体路径，其在装置的使用期间被成像超声。流体路径延伸穿过装置，优选地延伸到装置的远端。结果，可以接收来自微泡的超声波的漫反射以对装置的位置进行成像。流体路径可以是开放的，在装置的尖端处终止，或者它可以是用于成像和/或冷却的循环微泡流体的封闭路径。</p>	
	<p>(21) 出願番号 特願2013-513768 (P2013-513768)</p> <p>(86) (22) 出願日 平成22年9月29日 (2010. 9. 29)</p> <p>(65) 公表番号 特表2013-533759 (P2013-533759A)</p> <p>(43) 公表日 平成25年8月29日 (2013. 8. 29)</p> <p>(86) 国際出願番号 PCT/182010/054383</p> <p>(87) 国際公開番号 W02011/154782</p> <p>(87) 国際公開日 平成23年12月15日 (2011. 12. 15)</p> <p>審査請求日 平成25年8月21日 (2013. 8. 21)</p> <p>審判番号 不服2014-17498 (P2014-17498/11)</p> <p>審判請求日 平成26年9月3日 (2014. 9. 3)</p> <p>(31) 優先権主張番号 12/745, 374</p> <p>(32) 優先日 平成22年6月7日 (2010. 6. 7)</p> <p>(33) 優先権主張国 米国 (US)</p>	<p>(73) 特許権者 590000248 コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ KONINKLIJKE PHILIPS N. V. オランダ国 5656 アーエー アイ ドーフエン ハイテック キャンパス 5 High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven n (74) 代理人 100087789 弁理士 津野 進 (74) 代理人 100122769 弁理士 苗田 秀仙</p>