

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5889874号  
(P5889874)

(45) 発行日 平成28年3月22日 (2016. 3. 22)

(24) 登録日 平成28年2月26日 (2016. 2. 26)

(51) Int. Cl. F 1  
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 1 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2013-508586 (P2013-508586)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成23年4月20日 (2011. 4. 20)		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2013-525057 (P2013-525057A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成25年6月20日 (2013. 6. 20)		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/IB2011/051729		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(87) 国際公開番号	W02011/138698	(74) 代理人	100087789
(87) 国際公開日	平成23年11月10日 (2011. 11. 10)		弁理士 津軽 進
審査請求日	平成26年4月7日 (2014. 4. 7)	(74) 代理人	100122769
(31) 優先権主張番号	61/330, 641		弁理士 笛田 秀仙
(32) 優先日	平成22年5月3日 (2010. 5. 3)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 介入器具に搭載される超音波トランスデューサの超音波トラッキング

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

一方向の遅延を用いて透過型超音波の一方向のみのビーム形成をするために構成され、前記ビーム形成により、関心領域内にある物体を位置特定するために構成され、前記一方向のみのビーム形成をするためのレトロスペクティブ・ダイナミック送信 (RDT) 焦点調節受信ビーム形成器として構成され、前記透過型超音波は、仮想トランスデューサを用いた合成開口により発生される、超音波受信ビーム形成器を有する超音波装置において、前記一方向のみのビーム形成をするための超音波を検知するハードウェアは、前記関心領域のパルスエコー撮像に使用される受信ビーム形成をするための超音波を検知するハードウェアとは分離する及び物理的に分かれている、超音波装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、透過型超音波の一方向のみのビーム形成に向けられる、特にリアルタイムの撮像中に介入器具をトラッキングするために上記ビーム形成を使用することに向けられる。

【背景技術】

【0002】

カテーテルの正確な映像化、及び解剖学的部位に対するカテーテルの位置特定 (localization) のリアルタイムの知識は、低侵襲性介入にとって必要である。手術中の超音波はし

ばしば、これらを目的に使用される。しかしながら、多くの手術器具は、従来のパルスエコー超音波を用いて撮像するのが難しい。例えば、カテーテルの心臓介入を誘導するために3D経食道心エコー法(3D-TEE)の操作性は、超音波を用いてカテーテルを確実に撮像することが困難であるため、依然として限定的である。カテーテルは、高周波を当てる角度が好ましくない場合、撮像プローブからの音波を反射する鏡面反射鏡である。結果として、カテーテルが心室を進んでいる間、3D-TEE画像にカテーテルが現れたり、消えたりする。カテーテルのある部分は見ることができ、カテーテルと撮像ビームとの間の局所的な角度に左右されない他の部分、例えばカテーテルの遠位端は見ることができず、その軸に沿ったある点がその先端として間違われることも頻繁に起こっている。さらに、弱い反射のせいで、カテーテルからの信号が周囲の解剖学的組織からの信号にかき消される。

10

#### 【0003】

電磁(EM)トラッキングセンサは、カテーテルの先端及びカテーテルの軸に沿った他の選択位置をトラッキングするためにカテーテルに搭載される。しかしながら、上記センサの位置決め精度は、EMが歪んだ動作環境において非常に悪くなる(約10mm)。加えて、独立型のEMトラッキングシステムは、カテーテル処置室にある機器の費用及びクラッター(Clutter)に加えられる。

#### 【0004】

D.H.R. Vilkomerson他に権利を与えた発明の名称"Ultrasound needle tip localization system"の米国特許番号US4,249,539号(以下、"Vilkomerso"とする)は、Bモードの超音波スキャナにより撮像される生検ニードルの先端に取り付けられるアクティブな超音波トランスデューサを開示している。前記ニードルの先端にあるトランスデューサは、撮像プローブから信号を検知すると、直ちに短パルス(short pulse)を送り返す。故に、前記ニードル上にある超音波トランスデューサは、超音波を当てると強力な超音波信号を再放射する"スーパーリフレクタ(super reflector)"として単に働く。撮像パラダイムは修正されず、"スーパーリフレクタ"は単に、超音波画像において非常に明るい点とみられる。その上、前記特許に開示される全実施例は、適切な送信焦点調節がないので、前記ニードルの先端の非常に悪い横方向分解能となる。

20

#### 【発明の概要】

#### 【発明が解決しようとする課題】

30

#### 【0005】

ある態様において、本発明は、三次元及びリアルタイムにおける、周囲の解剖学的組織に対する、カテーテル及び他の手術器具(例えば生検ニードル)の(特に先端の)位置と方位との両方を簡単に決めるための超音波トラッキング装置及び方法に向けられている。線源(source)又は受信機として働く1つ以上の小さな超音波トランスデューサは、カテーテル又は手術器具上の分かっている位置に置かれる(組み入れられる)。

#### 【0006】

超音波受信機の場合、その受信機の3Dでの位置は、パルスエコーの取得中、超音波ビームが視野を掃引するので、前記受信機により受信される信号をビーム形成することにより得られる。この技術に従って、超音波スキャナは、仮想トランスデューサを用いた合成開口を使用して走査する。この効果は、最適な精度と、同じ深度における超音波撮像スキャナの分解能と同じ分解能とを持つ、高感度及び特定のカテーテルの撮像を可能にすることである。

40

#### 【0007】

超音波トランスデューサが送信機又は受信機の何れか一方である他の実施例において、トラッキング及びパルスエコー画像の取得は、周波数で又はタイミングで分離される(例えば撮像フレームとトラッキングフレームとを交互に行う、又は他の方法で点在させる)。例えば、上記送信機は、タイミング分離の場合、関心のある媒体のパルスエコー撮像を一時的に中断する超音波スキャナのライン又はフレームトリガにより、送信時にアクティブにする。次いで、音波の伝搬は、送信機から撮像アレイの個々の要素に起こる。送信機

50

は、トラッキングされる超音波送信機と撮像アレイとの間の透過型超音波の一方向のみの伝搬を説明するために、超音波スキャナのビーム形成遅延を調節することにより正確に撮像されることができる。

【0008】

この用語がここで使用される通り、"透過型超音波"は、パルスエコー撮像において処理される超音波エコーとは対照的に、処理のために反射しない超音波を指している。ここに提案されることの態様に関し、透過型超音波は、送信機を持つ実施例では、超音波スキャナで受信するために送信機から放射され、受信機を持つ実施例では、受信機で受信するためにスキャナにより放射される。

【0009】

"一方向のみ"の受信ビーム形成又は"一方向"の受信ビーム形成は、この用語がここで使用される通り、"一方向"のビーム形成遅延を使用する受信ビーム形成である。"一方向"のビーム形成遅延は、この用語がここで使用される通り、その出力に基づいてビーム形成が行われるトランスデューサに向けて超音波が伝搬する期間からなるビーム形成遅延である。これは、二方向の遅延、すなわちパルスの遅延とエコーの遅延とを使用する"二方向"又は"パルスエコー"ビーム形成とは対照的である。ここで提案したことの態様に関し、その出力に基づいてビーム形成が行われるトランスデューサは、送信機を持つ実施例では超音波スキャナであり、受信機を持つ実施例では受信機である。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の態様によれば、超音波受信ビーム形成器は、一方向の遅延を用いて透過型超音波の一方向のみのビーム形成をするために構成される。

【0011】

関連する態様によれば、超音波受信ビーム形成器は、三次元撮像のために構成される。

【0012】

他の態様によれば、前記ビーム形成器を有する超音波装置は、二方向のビーム形成が行われると撮像フレームの取得、及び一方向のみのビーム形成が行われるとトラッキングフレームの取得を点在させるために構成される。

【0013】

他の関連する態様によれば、超音波受信ビーム形成器は、前記ビーム形成により、関心領域内の物体を位置特定するために構成される。

【0014】

さらに他の態様において、ビーム形成器を有する超音波装置に対し、前記物体は、透過型超音波の線源として働く超音波トランスデューサである。

【0015】

さらに他の態様において、前記超音波装置は、ライントリガ又はフレームトリガにより、前記線源から音を放射させる超音波スキャナのために、及び/又は画像を取得するためにスキャナをアクティブにさせる線源のために構成される。

【0016】

他の関連するバージョンとして、超音波受信ビーム形成器を有する超音波装置に対し、一方向のみのビーム形成をするための超音波を検知するハードウェアは、関心領域のパルスエコー撮像に使用される超音波を検知するハードウェアである。

【0017】

ある他の態様において、超音波装置は、超音波受信ビーム形成器を含み、一方向のみのビーム形成をするための超音波を検知するハードウェアは、関心領域のパルスエコー撮像に使用される受信ビーム形成をするための超音波を検知するハードウェアとは分離する及び物理的に分かれている。

【0018】

さらに他の態様として、超音波装置は、超音波受信ビーム形成器及び関心領域内に物体を含む複数のトラッキングトランスデューサを有し、前記複数のトランスデューサの各々

10

20

30

40

50

は、透過型超音波の線源として働く又は各々は受信機として働き、トランスデューサの各々は介入器具に取り付けられている。複数のトラッキングトランスデューサは、装置により前記器具の方位をリアルタイムで決定するために互いに離れて置かれている。線源として働く複数のトラッキングトランスデューサの幾つかは、これら信号が互いに識別可能にさせる信号を放射するために構成される。

【0019】

代替の態様において、超音波装置は、リアルタイムのトラッキングのために構成されるビーム形成器を有する。

【0020】

他の態様において、前記超音波装置は、トラッキングフレームをリアルタイムで撮像フレームに重畳するために構成される。

10

【0021】

ある他の態様において、前記トラッキングフレームを作成するための超音波は、合成開口技術により発せられる。

【0022】

さらに他の態様において、前記超音波装置は、異なる色マップを持つトラッキングフレームを撮像フレームに重畳するために構成される。

【0023】

幾つかのバージョンにおいて、前記超音波装置はさらに、リアルタイムのトラッキングを受けている超音波受信機を有する。

20

【0024】

特定のバージョンにおいて、前記超音波受信ビーム形成器は、一方向のみのビーム形成をするためのレトロスペクティブ・ダイナミック送信(RDT)受信ビーム形成器として構成され、前記透過型超音波は、仮想トランスデューサを用いた合成開口により発せられる。

【0025】

関連する態様において、超音波装置は、前記RDT受信ビーム形成器、超音波トランスデューサ及び超音波スキャナを有し、前記トランスデューサは、透過型超音波の受信機として働き、前記スキャナによる撮像を受けている関心領域内に置かれる。

【0026】

30

ある他の態様として、透過型超音波の受信ビーム形成をするための方法は、一方向の遅延を用いて前記透過型超音波の一方向のみのビーム形成をするための受信ビーム形成器を構成するステップを含む。

【0027】

追加の態様において、前記方法はさらに、透過型超音波及びパルスエコー超音波を異なる周波数に構成するステップ、並びに撮像フレームの取得とトラッキングフレームの取得とを交互に行うステップ、の一方又は両方を有する。

【0028】

別の、しかし関連する態様において、関心領域内に置かれる、超音波送信機及び超音波受信機の少なくとも一方を位置特定するために構成される装置は、

40

関心領域を撮像するための超音波スキャナには送信機、及び受信機にはスキャナ

の少なくとも一方から透過型超音波を発するステップ、並びに

パルスエコー撮像超音波とは周波数で又はタイミングで分離している、又は仮想トランスデューサを用いた合成開口により発せられる、受信した透過型超音波を一方向のみのビーム形成をするステップ、

のために構成される。

【0029】

他の、関連するバージョンにおいて、自動的及びユーザが介入することなく、超音波ス

50

キャナに対し、超音波受信機の撮像深度を計算する、送信焦点深度を前記撮像深度に切り替える、及びそれらの焦点深度として撮像深度を持つ撮像ビームを発する、ために構成される。前記装置はさらに、この受信機の出力を使用して受信機を位置特定するために構成される。

【0030】

新しい超音波トラッキング装置及び方法の詳細は、以下において、これらは正確な縮尺で描かれてはいない後続する図面を用いて、さらに述べられる。

【図面の簡単な説明】

【0031】

【図1】二方向のビーム形成と一方向のみのビーム形成との間の比較を提示している概念図。 10

【図2】仮想トランスデューサを用いた合成開口を使用する構成であり、カテーテルに固定される受信する超音波トランスデューサが関心領域内に置かれている構成を描く概略図。

【図3】上図には合成開口取得方式を、及び下図には仮想トランスデューサを用いた同じ方式を表す概念図。

【図4】超音波トランスデューサを送信機として示す概略図。

【図5】トラッキングした受信機における受信信号が超音波スキャナのビーム形成モジュールにフィードバックされ、一方向のビーム形成が行われることを示す概略図。

【図6】送信焦点深度が測定される受信機の画像深度に切り替えられる実施例を示すフローチャート。 20

【図7】2つの組み入れられた送信機を備える介入器具を示す。

【発明を実施するための形態】

【0032】

図1は、説明する及び非限定の例として、二方向のビーム形成と一方向のみのビーム形成との比較を示す。二方向のビーム形成を表す上図は、反射器106に衝突する超音波を発するN個の要素104の撮像アレイ102を示す。前記超音波は出て行き、そして戻る（撮像アレイから反射器へ、そして撮像アレイに戻る）ので、"二方向"又は"往復"のビーム形成について話す。（反射して戻ってきた超音波の）受信時、反射器106の反射率及び前記アレイ102に対する反射器の位置がビーム形成を決定する。前記アレイ102は、反射器106に反射して、アレイ102の要素104の全てに戻るビーム108を送出する。パルスの飛行は、要素*i*に対し $r(P) + d(i, P)$ の距離である。各要素104は、戻りの超音波の振幅を常に測定している。各要素104に対し、その測定値が最大となるまでの時間、すなわち"飛行の往復時間"が全飛行距離を示す。この飛行の $r(P)$ 区間は一定であるので、戻りの飛行距離 $d(i, P)$ が決められる。これらの測定から、反射器106の相対位置が幾何学的に計算される。反射器106の反射率については、それは*i*全てにわたり（すなわち全ての要素104にわたり）最大を合計することにより示されることができる。 30

【0033】

下図から、一方向のみの（受信）ビーム形成であると分かるように、反響（エコー）は存在しない。代わりに、送信機110の場合のように、送信機は、アレイ102の各要素104に入射するパルス112を放射する。ここで飛行は、二方向のビーム形成とは対照的に、 $d(i, P)$ の距離である。パルス112の放射から、要素104において最大の振幅を読み取るまでの時間は、その要素*i*に対し値 $d(i, P)$ を決定する。従って、送信機110の位置は、幾何学的に得られることができ、最大の振幅の読み取り値を合計することにより反射率が計算される。 40

【0034】

一方向のビーム形成が上述したような遅延ロジックを介して時間領域で実施可能であったとしても、良く知られるフーリエビーム形成アルゴリズムにより周波数領域で実施されることもできる。 50

## 【 0 0 3 5 】

図2は、仮想トランスデューサを用いた合成開口を使用する構成を示し、この構成において、カテーテル204（又は柔軟若しくは硬質な他の介入器具或いは機器）に固定される受信する超音波トランスデューサ202は、超音波スキャナによる撮像を受ける関心領域206（例えば患者又は動物の被験者の心臓の一部）内に置かれている。その撮像プローブ208が図に示されている、スキャナにより関心領域206が撮像されている間、透過型超音波の受信機202の出力210は、仮想トランスデューサを用いた合成開口を使用して撮像するビームスペース型ビーム形成器、すなわち適及的ダイナミック送信焦点調節（RDT）に使用される技術により一方向のみにビーム形成される。

## 【 0 0 3 6 】

スキャナガイドの前端は、例えばTEE（経食道心エコー法）に使用される撮像プローブ208からのビーム形成を送信及び受信する。例えば、カテーテルに乗っている受信機202は、スキャナのライントリガ209により受信時（言い換えると、一方向の遅延を測定するとき、時間零でクロックを開始するように）にアクティブされる（TEEプローブが異なる送信ビームを放射するたびにトリガ信号が放射される）。この目的のために、受信機202と電気接続が行われ、例えば有線ケーブルはスキャナからカテーテル204を介し受信機まで延在している。

## 【 0 0 3 7 】

実際に、本実施例及び以下に説明される全ての実施例に対して、ここで提案したものは、三次元撮像において特に価値のあるものである。

## 【 0 0 3 8 】

スキャナのビーム形成器214は、組織画像216として表示するために、ビーム形成した信号を処理する。

## 【 0 0 3 9 】

カテーテル204に乗っている受信機202により受信された信号は、RDTビーム形成器212に送られる。さらに、一方向のみのビーム形成をするための超音波を検知するハードウェア218（すなわちトランスデューサのハードウェア）は切り離され、及び関心領域206のパルスエコー撮像に使用される受信ビーム形成をするための超音波を検知する、例えば撮像アレイのトランスデューサ要素を含む、ハードウェア220から物理的に隔てられている。上述したように、受信ビーム形成は、一方向の遅延を用いた透過型超音波の一方向のみのビーム形成である。

## 【 0 0 4 0 】

RDTビーム形成器212の出力は、処理をして、結果生じる画像222を表示するために、超音波スキャナの後端にフィードバックされる。

## 【 0 0 4 1 】

有利なことに、ビーム形成は、関心領域206にある超音波受信機を位置特定し、この関心領域、すなわち解剖学的部位の規則的なパルスエコー画像と同じ座標系にこの受信機の画像を生じさせる。

## 【 0 0 4 2 】

受信機の画像222は、図において例えばここではカテーテル204の先端の画像である、全ダイナミックレンジを持つグレイスケール画像又は代わりに画像を表すアイコンとして、規則的なパルスエコー撮像シーケンスから前記解剖学的部位の画像216の上に重畳された重畳画像224から分かるように、解剖学的部位の画像216上にうまく重畳されることができる。アイコン又は所定の図（例えば？印又は星印）に関し、それはトラッキングフレーム222において最大強度の場所に置かれることができる。アイコン、例えば単色が与えられる場合、その色マップは、その色で不変であるのに対し、解剖学的部位の下層の画像は、例えば使用されるグレイスケールに対応する異なる色マップを持つ。

## 【 0 0 4 3 】

特に、トラッキングフレーム222のダイナミックレンジは理想的には、従来の二方向の撮像の約2倍の高さのサイドローブを引き起こす一方向のビーム形成のみを考慮して、

10

20

30

40

50

撮像フレーム 216 のダイナミックレンジの半分である。トラッキングフレーム 222 は、リアルタイムで撮像フレーム 216 に重畳され、これらのフレームは理想的には、上述したように異なる色で表示される。これは、トラッキングされる装置 218 の明確な識別を可能にして、（組織より後方散乱した弱いパルスエコー信号と比べて）アクティブな線源から受信した非常に強い可能性がある信号を用いて輝度画像の飽和を避ける。任意では、トラッキングフレームにおいて最大の輝度を持つ地点は、簡単に切り離され、ニードルの先端の位置と見なされる。ニードルの先端の計算された位置の概略的な図面は、解剖学的部位の画像上に重畳されることができ、トラッキングされた受信機 218 の計算された位置は、リアルタイムの手術中の超音波撮像ディスプレイ及び/又は手術前に位置合わせされた (co-registered) CT 又は MRI 画像に重畳されることができ、ニードル又はカテーテル 204 の 3D トラッキングを可能にする 2D の超音波プローブが使用される場合、表示されるパルスエコー撮像フレームがより簡単な映像化のために 2D であったとしても、トラッキングフレーム 222 中に 3D の一方向のビーム形成がされ得ることに注意すべきである。介入器具 204 が撮像平面の外にあるときでさえもこの介入器具 204 を見ること、及び現在の撮像平面に対し介入器具の位置を知ることが可能にして、器具及び撮像の誘導を可能にする。

10

## 【0044】

代わりに、図 2 に示されなくても、ビームスペース型ビーム形成器 212 がスキャナのビーム形成器 214 の一部でもよい、すなわち受信機 202 からの信号は、この場合フィードバックした信号に対する別個の一方向のみのビーム形成機能を持つスキャナのビーム形成器 214 を備える前記スキャナにフィードバックされる。

20

## 【0045】

図 3 は、合成開口取得方式を上図に、及び仮想トランスデューサを用いた同じ方式を下図に表す。両方の方式は、仮想トランスデューサを用いた合成開口 (RDT の実施例) が図 2 に示した合成開口であったとしても、本発明の態様において利用される。

## 【0046】

ここで図 2 の上図に戻り、撮像アレイの N 個の要素が連続的にインパルス、すなわちパルスを媒体に送出する。要素  $i$  がインパルスを発するとき、 $r_{i,p}(t)$  を媒体内にある受信機 P により受信される一時的な信号とする。（要素が発せられるたびに、時間の原点がとられる） $i$  から P への航行時間は、

30

$$t_{i,p} = d(i, P) / c \quad (\text{数 1})$$

であり、ここで  $d(i, P)$  は、要素  $i$  と受信機 P との間の距離であり、 $c$  は媒体の音速である。従って、 $r_{i,p}(t)$  は、 $t_{i,p}$  で最大となる。空間における受信機の画像は、視野の内側にある各点 Q に対し、 $i = 1$  から N にわたり合計

$$s(Q) = \sum r_{i,p}(t_{i,Q}) \quad (\text{数 2})$$

をとることにより形成される。アポダイゼーション (apodization) 関数は、従来技術であるように、任意に使用されてもよい。

40

## 【0047】

量  $s(Q)$  は、 $Q = P$  に対し、つまり受信機の位置で最大となる。

## 【0048】

ここで、図 3 の下図を参照すると、仮想トランスデューサ方法を用いた RDT は、上述した合成開口方式に似ている、つまり撮像アレイは、“仮想要素”から作られる“仮想アレイ”と置き換えられる。各々の仮想要素は、現実の（物理的な）撮像アレイから発する 1 つの焦点ビームの焦点位置である。前記撮像アレイからの焦点ビームがあるので、多くの仮想要素がある。撮像アレイは、N 個のビームを媒体に送出して、視野を掃引 (sweep) する。ビーム番号  $i$  が媒体内に発せられるとき（すなわち仮想要素  $i$  がインパルスを放射し

50

たとき)、 $r_{i,p}(t)$ を媒体内にある受信機Pにより受信される一時的な信号とする。時間の原点は、ビームが放出されるときにとられる。仮要素*i*からPへの航行時間は、

$$t_{i,p} = d(i,P) / c \quad (\text{数3})$$

である。送出したビームが仮想トランスデューサの位置で焦点調節するのに要する時間は、

$$t_i = d(i) / c \quad (\text{数3})$$

10

であり、ここで $d(i)$ は、撮像アレイのアクティブな開口の中心と送信ビーム*i*(すなわち仮想トランスデューサ*i*)の焦点との間の距離である。通常の送信方式において、全ての送信は同じ深度で焦点が調節され、その結果、 $d(i)$ は*i*に依存せず、それを $d_1$ と呼ぶと共に

$$t_1 = d_1 / C \quad (\text{数4})$$

である。故に、ビーム*i*の放射と地点Pでの対応するインパルスの受信との間の時間 $t_1 + t_{i,p}$ を得る。量 $r_{i,p}(t)$ は故に、 $t_1 + t_{i,p}$ で最大となる。

20

【0049】

空間における受信機の画像は、視野の内側にある各点Qに対し、 $i = 1$ からNにわたり合計

$$s(Q) = \sum r_{i,p}(t_1 + t_{i,p}) \quad (\text{数2})$$

をとることにより形成される。

【0050】

量 $s(Q)$ は、Q = 受信機の位置であるPに対し最大となる。

【0051】

実際には、仮想トランスデューサは、時間通りではなく、実際に送信した撮像ビームの形状により制御されるある特定の指向性を持たないので、従来知られるように、各点Qにおける各ビーム*i*の正確な理論上の到着時間を計算するために、幾つかの送信ビームのシミュレーションを行うことが必要である。

30

【0052】

RTDビーム形成器212は、(RDTのような)ビームスペースにおいて超音波受信機により受信されるデータをビーム形成し、それにより全ての深度におけるトラッキングされる物体の最適な(回折限界)分解能を提供する。

【0053】

図4は、超音波トランスデューサを送信機402として示すが、この送信機を用いて実現可能である本発明の実施例は、代わりに受信機、例えば上述した受信機202を用いて代替的に実施可能である。

40

【0054】

説明を簡単にするために、アクティブな線源、すなわち送信機402は、トラッキングされる手術器具404上に置かれていることを第1の仮定とする。相反性により、超音波スキャナに向けて信号を送る前記アクティブな線源は、その位置特定のための信号処理を変更することなく、超音波スキャナから信号を受信する超音波受信機に置き換えられることができる。

【0055】

小さい"トラッキングされる"超音波線源、すなわち送信機402は、カテーテル、ニードル又は他の介入器具404の先端に置かれる。理想的には、前記トラッキングされる線

50



源 4 0 2 は、この線源からの信号を空間の如何なる方向から検知することが可能であるために、できる限り全指向性（単極性の放射パターン）である。トラッキングされる線源は、トラッキングパルスと撮像パルスとの間の干渉を避けるために、手術中の撮像超音波の撮像パルスの周波数帯域とは異なる周波数帯域を理想的には（しかし必ずではない）持つ短パルス（任意では送信コードを用いたより複雑な波形）を放射することが可能である。トラッキング及び撮像パルスの受信は、単純に受信フィルタを用いる又はより精巧なパルス特性識別アルゴリズムの何れか一方を用いて区別される。

【 0 0 5 6 】

前記トラッキングされる線源 4 0 2 から信号を検知するのに使用される装置は、手術中の超音波の解剖学的部位の画像 4 1 6 を作成するのに使用される同じ超音波プローブ 4 0 8（理想的には 3 D トラッキング用の 2 D プローブ）及びスキャナである。

10

【 0 0 5 7 】

前記スキャナは、（各ビームを放射する際に発せられるように構成される）ライントリガ又は（各フレームを放射する際に発せられるように構成される）フレームトリガを用いて、トラッキングされる線源 4 0 2 から音波を放射させ、次いで、前記線源から撮像アレイ 1 0 2 の個々の要素 1 0 4 への音波の伝搬が生じる。

【 0 0 5 8 】

一方、前記トラッキングされる線源 4 0 2 は、超音波スキャナにより画像を取得させる線源とすることができ、これは手術器具 4 0 4 にある線源のデューティサイクル及びオン/オフ時間が最良の治療の安全性及び効率に対し最適化された場合（トラッキングされる線源が実際に治療に使用される場合）、望ましい。このとき事実上、超音波装置は、ライントリガ又はフレームトリガにより、前記線源 4 0 2 から音波を放射させる超音波スキャナのため、及び/又は画像を取得するためにスキャナをアクティブにさせる前記線源のために構成される。

20

【 0 0 5 9 】

前記線源 4 0 2 をトラッキングするための超音波スキャナに行われなければならない最も重要な修正は、一方向のみ（トラッキングされる線源からプローブ 4 0 8 へ）の超音波の伝搬を構成するために、その受信ビーム形成遅延、例えば図 1 にあるような  $[r(P) + d(i, P)] / c$  を調節することである。図 4 において、これは、その機能がスキャナのビーム形成器 4 3 0 のパルスエコー型の受信ビーム形成器から切り離されている、一方向のビーム形成器 4 2 8 として実施される。

30

【 0 0 6 0 】

超音波スキャナは、（アクティブな超音波を撮像プローブ 4 0 8 から放射し、介入器具 4 0 4 にあるトラッキングされる線源 4 0 2 はオフになり、パルスエコー撮像のために従来の二方向のビーム形成がされる）撮像フレームと、（撮像プローブからの放射はオフになり、介入器具にあるトラッキングされる線源はオンになり、一方向のみのビーム形成がされる）トラッキングフレーム 4 2 2 とを交互に行う。任意では、トラッキングされる線源 4 0 2 が撮像周波数とは異なる周波数で構成される場合、前記撮像又はトラッキングフレームの間にトラッキングされる線源/撮像プローブをオン/オフにする必要はない、つまりトラッキングフレーム 4 2 2 に対し、一時的な受信フィルタがアクティブな線源の異なる公称周波数を考慮して単に修正される。

40

【 0 0 6 1 】

既に説明したとおり、トラッキングされる線源は、トラッキングされる受信機と置き換えられる。ある上記実施例において、超音波スキャナの個々の要素は、図 3 の上図に関連して上述したように合成開口方式で 1 つずつオンになる。トラッキングされる線源の実施例にあるのとは異なり、異なる周波数に基づく特徴を作成することを優先して、あるモードから他のモードへの切り替えが止められたとしても、トラッキングされる線源の実施例にあるように、作成される撮像フレームは、作成されるトラッキングフレームと交互に行われる。

【 0 0 6 2 】

50

スキャナが同様にトラッキングモード中に合成開口方式で送信している図5に示される実施例に対し、トラッキングされる受信機における受信信号は、ここでは有線の電気接続540により超音波スキャナのビーム形成モジュール514にフィードバックされ、一方向のビーム形成516がされる(相反性により、撮像アレイ102の個々の要素104から送られ、器具の先端で検知される信号は、器具の先端から送られ、撮像アレイの個々の要素により受信される信号と同じである)。

【0063】

合成開口送信方式は、パルスエコー撮像を行うのにも使用されることができるとに注意されたい。この場合、仮想トランスデューサを用いた合成開口の実施例に関しては、パルスエコー送信シーケンスは、前記トラッキング方式の影響を受けない。

10

【0064】

上述した実施例にあるような一方向のみのビーム形成を使用するのに代わる手段として、トラッキングされる受信機は、この受信機の深度に焦点を調節することにより、かなりの精度で位置特定されることができると。従って、図5には一方向のみのビーム形成516はない。特に、超音波スキャナは、規則的な(焦点調節した)撮像ビームを送り続ける。ビームの放射からトラッキングされる受信機による受信までの時間は、反射器106が受信機である場合、受信機の深度、例えば図1において $r(P)$ を示す。この情報は超音波スキャナにフィードバックされ、このスキャナは、その深度で最適な横方向分解能にするために、送信焦点深度をトラッキングされる受信機202の深度に設定する。トラッキングされる受信機の位置で検知される最も高い振幅を生じさせる撮像ビームの位置は、トラ

20

【0065】

図6を参照すると、自動的及びユーザが介入することなく行われるステップは、超音波スキャナに対し、超音波受信機の撮像深度を計算するステップ(ステップS610)、送信焦点深度をその撮像深度に切り替えるステップ(ステップS620)、及びそのビームの焦点深度としてその撮像深度を用いて(トラッキング機能及びパルスエコー撮像機能の両方を同時に用いて)撮像ビームを発するステップ(ステップS630)を含む。受信機202の撮像及びリアルタイムのトラッキングが続いている(ステップS640)間、トラッキングされる受信機202のこのときにある位置に従って焦点深度を常に更新するために、処理はステップS610へ戻る。ステップS630で発した撮像ビームが受信され(ステップS650)、これら受信したビームから、受信機202が位置特定され(ステップS660)、その結果、関心領域206の表示される画像224に示される処理が図6にも示される。リアルタイムの撮像/トラッキングが続いている(S670)間、処理分岐はステップS650に戻る。

30

【0066】

結果は、RDT技術と同様に、カテーテルに対する回折限界の位置特定精度である。しかしながら、ここで、送信焦点深度は、カテーテルが進むに連れて物理的に修正されなければならない。

【0067】

図7は、2つの送信機720及び730が取り付けられると共に、互いに離れて置かれている介入器具710を示す。介入器具710に2つ以上の送信機、若しくは代わりに2つ以上の受信機を持つことは、周囲組織に対して介入器具又はカテーテルの位置及び方位を簡単並びに容易に特定すること可能にし、これは、外科手術の映像化に極めて有用であり、しばしば標準的な超音波撮像を単独で使用する難しいタスクである。これは、例えばドップラー又は血管コントラストモードで示される主要血管は介入中、簡単及び安全に回避されるように、この介入器具の経路の映像化並びに予測を提供する。介入器具710にある2つの送信機720、730(又代わりに、必要に応じて受信機)の図7の構成は、本発明の上述した実施例の何れかで実施可能である。

40

【0068】

50

上述したように、仮想トランスデューサを用いた合成開口に対する実施例以外の実施例において、リアルタイムの解剖学的部位又はパルスエコー超音波は、周波数帯域により又はタイミングにより、リアルタイムのトラッキングにおいて送信機又は受信機により使用される超音波から離しておく。タイミングによる場合、トラッキングフレーム422の取得は、撮像フレーム416の取得と交互に行う。送信機を用いた実施例に対する代替案として、周波数帯域により前記分離が達成されることができる。送信機720、730は、周波数 $f_1$ 、 $f_2$  740、750で送信する。超音波スキャナ770からのパルスエコー超音波760の周波数帯域とは異なる周波数帯域が存在し、これは周波数 $f_3$  780で超音波を放射する。

【0069】

本発明の態様において、周囲組織に対して介入器具又はカテーテルの位置を簡単及び正確に特定する超音波トラッキング方法であり、これはしばしば標準的な超音波撮像を使用する難しいタスクである。例えばここに提案されることに従って、生検ニードルの先端は正確に置かれ、この先端を、このニードルを従来のパルスエコー型のBモードで撮像するとき、しばしば先端と間違えられる、シャフトに沿った点と識別する。加えて、前記ニードル若しくはカテーテルの先端からの超音波の放射は、超音波スキャナからのビームの反射を必要としないので、ニードル若しくはカテーテルは、撮像ビームが超音波スキャナで反射される場合、又はニードル若しくはカテーテルが撮像平面から外れているときでさえも見ることもできる。さらに、提案されるトラッキング技術は、(上述したような)グレイスケールの組織撮像並びにコントラスト及びドップラーフロー撮像を含む、全ての超音波撮像モードで動作する。撮像する血管状態(例えば血流及び組織内灌流)に関し、組織からの全ての信号及びカテーテル又はニードルの反射した信号は、カテーテルがコントラストモードでは見ることができないので、コントラスト撮像モードでは抑えられる。有利なことに、本発明の上述した実施例はこの欠点を回避している。

【0070】

新しいトラッキング方法及び装置は、(それにより手術室に含まれる機器の総量を減少させる)手術器具の電磁トラッキングの必要性、並びにトラッキングの校正及び手術中の画像との再位置合わせが行われなければならない全ての関連する計算も克服する。本発明の実施例において、介入器具の位置は手術中の超音波を用いて自動的に位置合わせされる。この新しいトラッキング手法は、コスト効率がよく、病院内で利用可能な超音波スキャナの大部分とうまく互換性がある。

【0071】

上述した実施例は、本発明を制限するのではなく説明していること、並びに当業者は、付随する特許請求の範囲から外れることなく多くの代替の実施例を立案することができることに注意されるべきである。例えば、上述したように、トラッキングされる線源又はトラッキングされる受信機の何れか一方に適応可能である本発明による様々な方法及び装置のこれらは、例えば方法のステップを繰り返すことにより、しかし他の事例、すなわち装置に対し、両方の事例を実施するための要素を単一の装置に設けることにより、1つの実施例に組み合わされることができる。請求項において、括弧内に置かれる如何なる参照符号も請求項を制限すると解釈されない。"有する"という動詞及びその活用形の使用は、請求項において述べたもの以外の要素又はステップの存在を排除するものではない。要素が複数あることを述べないことが、その要素が複数あることを排除するものではない。本発明は、幾つかの個別の要素からなるハードウェアを用いて、並びにコンピュータ読取可能な記憶媒体を持つ適切にプログラムされたコンピュータを用いて及び/又はマシンアクセス可能な記憶媒体を持つ集積回路を用いて実施されてもよい。ある方法が互いに異なる従属請求項に挙げられているという単なる事実は、これらの方法の組み合わせが有利に使用されることができないことを示しているのではない。

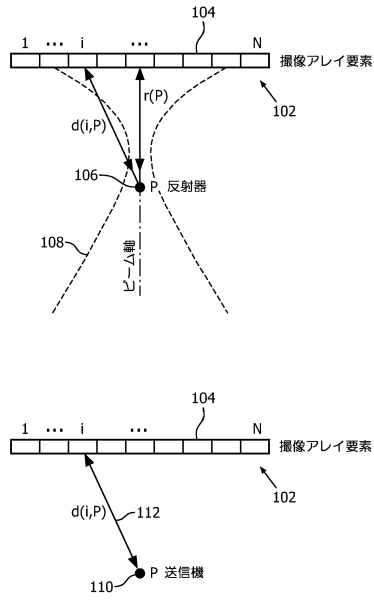
10

20

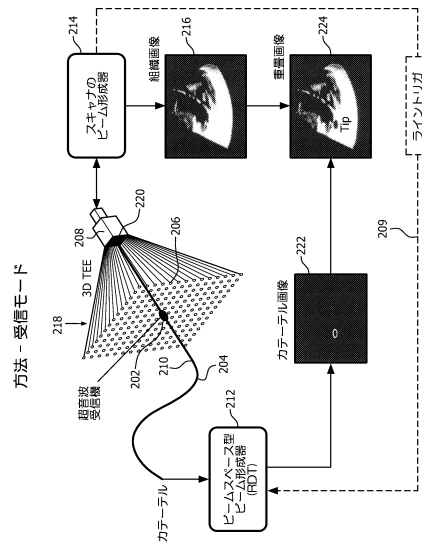
30

40

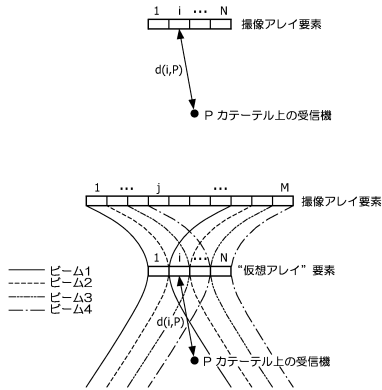
【図1】



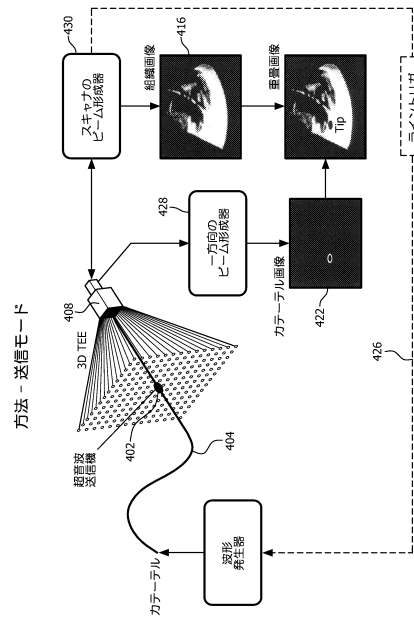
【図2】



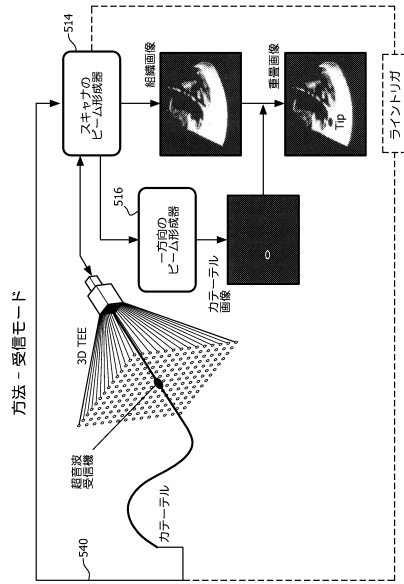
【図3】



【図4】



【図5】



【図6】

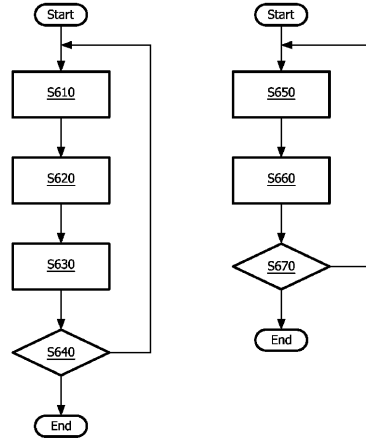


FIG. 6

【図7】

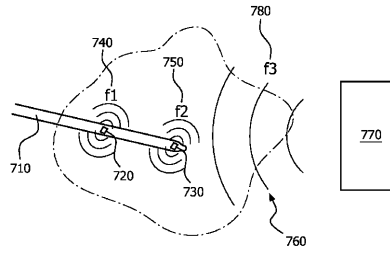


FIG. 7

## フロントページの続き

- (72)発明者 ヴィグノン フランソワ ギイ ジェラルド マリー  
アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 ブリアクリフ マノアー 345 ス  
カボロー ロード ピーオー ボックス 3001
- (72)発明者 シ ウィリアム タオ  
アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 ブリアクリフ マノアー 345 ス  
カボロー ロード ピーオー ボックス 3001
- (72)発明者 ロベール ジーン-ルク  
アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 ブリアクリフ マノアー 345 ス  
カボロー ロード ピーオー ボックス 3001
- (72)発明者 ジャイン アメート クマル  
アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 ブリアクリフ マノアー 345 ス  
カボロー ロード ピーオー ボックス 3001
- (72)発明者 グティエレス ルイス フェリペ  
アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 ブリアクリフ マノアー 345 ス  
カボロー ロード ピーオー ボックス 3001

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 特開2001-299756(JP,A)  
特開平11-076241(JP,A)  
特開平11-188101(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 8/00 - 8/15