

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6434006号  
(P6434006)

(45) 発行日 平成30年12月5日(2018.12.5)

(24) 登録日 平成30年11月16日(2018.11.16)

(51) Int. Cl. F I  
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14

請求項の数 13 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2016-522935 (P2016-522935)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成26年6月27日 (2014. 6. 27)		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2016-523168 (P2016-523168A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成28年8月8日 (2016. 8. 8)		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/IB2014/062646		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhove n
(87) 国際公開番号	W02014/207706	(74) 代理人	100107766
(87) 国際公開日	平成26年12月31日 (2014. 12. 31)		弁理士 伊東 忠重
審査請求日	平成29年6月23日 (2017. 6. 23)	(74) 代理人	100070150
(31) 優先権主張番号	61/840, 506		弁理士 伊東 忠彦
(32) 優先日	平成25年6月28日 (2013. 6. 28)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ハイライトシステム及び判定方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

画像の中で器具をハイライトするためのシステムであって：

受信モードにおいてプローブから送信された超音波信号を受信し該超音波信号に応答し、送信モードにおいて前記プローブへ別の超音波信号を放出するように構成されるマーカージェイスであって、前記プローブは或る空間に対して及び或る空間から超音波信号を送信及び受信するように構成され、前記マーカージェイスは前記空間の中に配置される医療器具に含まれ、前記送信モードにおいて前記プローブが前記マーカージェイスから受信する前記別の超音波信号は  $t_0 + nT$  においてフレームに投入され、 $t_0$  は前記マーカージェイスにより受信される超音波信号が最大値を示すタイミングであり、 $T$  はフレームレートであり、 $n$  は整数である、マーカージェイス；及び

画像の中で前記マーカージェイスの位置をハイライトするように、前記プローブにより受信される超音波信号を解釈するように構成される制御モジュール；

を有するシステム。

【請求項 2】

前記マーカージェイスはトランスポンダを含み、前記トランスポンダは受信モードから送信モードに変更するためのスイッチを含む、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記マーカージェイスは、受信部及び送信部を有するトランシーバを含む、請求項 1 に記載のシステム。

10

20

## 【請求項 4】

前記マーカージェイスが送信部を有する場合において、 $n = 1$ である、請求項 1 に記載のシステム。

## 【請求項 5】

前記マーカージェイスがトランスポンダを有する場合において、 $n = 2$ である、請求項 1 に記載のシステム。

## 【請求項 6】

前記制御モジュールは、前記プローブを用いて収集される画像を表示するように構成されるディスプレイが、前記マーカージェイスから前記プローブが受信した信号に基づいて、明るい領域を前記画像の中に含めることを行わせるように構成される、請求項 1 に記載のシステム。

10

## 【請求項 7】

器具の位置を判定するためにシステムが実行する方法であって：

制御モジュールが、イメージングプローブのフレームレートを推定するステップ；

前記制御モジュールが、前記器具に搭載されるマーカージェイスから検出ウィンドウ内で受信されるインパルスを含むトレースを分析し、到来時間を判定するために前記マーカージェイスの位置に最も合致する振幅が最大値を示すタイミングを発見するステップであって、前記検出ウィンドウは  $T$  及び  $2T$  の間にある検出期間  $T_{detect}$  を含み、 $T$  はフレームレートである、ステップ；

前記マーカージェイスから返ってくるエコーをシミュレーションするために、前記マーカージェイスから前記イメージングプローブへ、前記到来時間より遅延したタイミングで音響フィードバック信号を放出するステップ；及び

20

ディスプレイが、画像の中で前記器具の位置を識別するための信号を表示するステップ；

を有する方法。

## 【請求項 8】

前記フレームレートを推定することが、ある時間期間にわたって受信信号を監視し、前記インパルスの支配的な周期を判定するように前記受信信号を分析することを含む、請求項 7 に記載の方法。

## 【請求項 9】

前記音響フィードバック信号を放出することが、前記到来時間より遅延したタイミングである  $t_0 + nT$  においてフレームに前記音響フィードバック信号を放出することを含み、 $t_0$  はセンサにより受信される信号の振幅が最大値を示すタイミングを示し、 $T$  はフレームレートであり、 $n$  は整数である、請求項 7 に記載の方法。

30

## 【請求項 10】

前記マーカージェイスが送信部を有する場合において、 $n = 1$ である、請求項 9 に記載の方法。

## 【請求項 11】

前記マーカージェイスがトランスポンダを有する場合において、 $n = 2$ である、請求項 9 に記載の方法。

40

## 【請求項 12】

前記画像の中で信号を表示することが、前記画像の中で前記器具の位置を識別するための信号を点滅させることを含む、請求項 7 に記載の方法。

## 【請求項 13】

画像の中で前記器具の位置を識別するための信号を表示することが、前記画像の中で表示される前記器具の位置を識別するための信号の視覚的属性を変更することを含む、請求項 7 に記載の方法。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

50

本開示は医療器具に関連し、特に、音響を利用して器具をハイライトするシステム及び方法に関連する。

【背景技術】

【0002】

ニードル、カテーテル及びその他の介入ツールは、反射特性及び好ましくない入射角に起因して、超音波の下ではしばしば見えづらい。超音波ガイダンスの下でニードル先端をマーキングするソリューションの1つは、ニードルの先端に小さな超音波センサを組み込むことである。そのようなセンサは、超音波イメージングプローブからのイメージングビームが視野の範囲を掃引する場合に、そこに採用する直接の超音波信号を受信する。超音波画像の中でトランスデューサの位置をハイライトするためにこれらの信号を利用する様々な方法が提案されている。これらの方法は、センサの座標範囲を推定するためのイメージングプローブからセンサまでの超音波の飛行時間(time-of-flight)と、横座標(lateral coordinate)を復元するためにイメージングビームが視野を掃引する場合の受信信号の強度とを当てにする。飛行時間を推定するには、スキャナのライントリガイベント(line trigger event)にアクセスする必要がある。横座標を推定するには、イメージングビームのステアリング角及び座標並びにトリガイベントにアクセスする必要がある。

10

【発明の概要】

【0003】

本原理によれば、画像の中で器具をハイライトするためのシステムは、超音波信号を送信及び受信するプローブと、受信される超音波信号に応答し、ある遅延の後に超音波信号を放出するように構成されるマーカージェットを含む。医療器具はマーカージェットを含む。制御モジュールは、メモリに保存され、プローブから及びプローブにおいてマーカージェットから受信される超音波エネルギーを解釈し、画像の中でマーカージェットの位置をハイライトするために、医療器具の3次元位置を判定するように構成される。

20

【0004】

器具の位置を判定するための方法は：イメージングプローブのフレームレートを推定するステップ；検出ウィンドウ内のトレースを分析し、器具に搭載されるマーカージェットの位置に最も合致する時間的 maximum を発見し、到来時間を判定するステップ；前記器具に搭載される前記マーカージェットから返ってくるエコーをシミュレーションするために、前記マーカージェットから前記イメージングプローブへ遅延した信号を放出することにより、音響フィードバック信号を前記イメージングプローブへ投入するステップ；及び前記器具の位置を識別するために、画像の中で前記エコーを表示するステップ；を有する。

30

【0005】

器具の位置を判定するための方法は：超音波の視野の中で器具を挿入するステップ；使用されるイメージングモードのフレームレート(T)を推定するステップ；原点(o)に関し、前記器具に搭載されるセンサにより受信される信号の時間的 maximum ( $t_0$ )を判定するステップ；前記センサを送信モードに切り替えるステップ；インパルスがイメージングプローブの方に伝搬し、以後の信号がスキャナマシンによりビームフォーミングされるように、 $t_1 = t_0 + nT$ の時間において(nは整数)、前記センサからインパルスを放出するステップ；及び前記センサの位置から到来するエコーを画像の中で表示するステップ；を有する。

40

【0006】

本開示についてのこれら及びその他の目的、特徴及び利点は、添付図面を参照しながら理解されるべき例示的な実施形態についての以下の詳細な説明から明らかになるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0007】

本開示は以下の図面に関連する好ましい実施形態についての詳細な説明を以下に提示する。

【図1】図1は超音波画像の中で器具をハイライトする一実施形態によるシステムを示すブロック/フロー図である。

50

【図2】図2は超音波とともに器具をハイライトする一実施形態によるシステムを示す概念図である。

【図3】図3はフレームレートを推定するための超音波パルスを示す振幅対時間のプロットである。

【図4】図4は検出時間を決定するための超音波パルスを示す振幅対時間のプロットである。

【図5】図5は一実施形態による器具又はツールのマーカデバイスとプローブとの間で生じるイベントを示すイベントタイムラインである。

【図6】図6は例示的な一実施形態により超音波とともに器具を追跡する方法を示すフローチャートである。

【図7】図7は例示的な一実施形態により超音波とともに器具を追跡する別の方法を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0008】

本願の原理によれば、システム及び方法はセンサの位置をハイライト(又は強調)することを許容する。超音波(ultrasound: US)画像の範囲内で適切な時間に音響信号を「投入(inject)」するために医療デバイス(例えば、介入デバイス)において1つ以上のセンサが使用される。投入された音響信号は、スキャナにより、自身の音響場(acoustic field)に対する応答として認識される。信号は、スキャナのビームフォーミングパイプラインにより処理され、最終的にはUS画像上で可視化される。たとえ音響波がセンサから送信された時間を我々が知らなかったとしても、センサは、センサをハイライトするために活用されるセンサに関する信号を生成することに、留意を要する。デバイスがUS領域の中に挿入されると、使用されるイメージングモード(又は画像処理モード)のフレームレート(T)を推定するために、1回限りのキャリブレーションステップが実行される。第2に、任意の原点に関し、センサにより受信される最大信号の時間( $t_0$ )が見出される。第3に、センサは送信モードに切り替えられ、 $t_1=t_0+nT$ の時間にインパルスがそこから放出され、ここでnは整数である。そのインパルスは投入プローブの方に進行し、以後の信号はスキャナマシンによりビームフォーミングされる。最終的な視覚的ディスプレイは、センサの位置から到来するエコーを示す。

【0009】

本原理は、器具の位置を正確に(ピンポイントに)示すための特定のスキャナデータの利用可能性に関し、低い信頼度を許容する。例えば、フレーム、ライントリガ及びビームフォーミングパラメータは、もはやスキャナによって必要とされない。このことは、超音波対応ツールが自己充足型(self-contained)(スキャナとの低レベルインタフェースを要しない)であることを許容し、従って、任意のベンダによる超音波装置に基づく幅広い導入とともに、それらが使用可能になることを許容する。一実施形態において、システムは、フレームレート及びライントリガ位置などのようなイメージングスキャナからの重要なパラメータのオンザフライリバースエンジニアリング、及び、スキャナの受信信号経路へのアナログ音響信号の投入などを行うことができる。

【0010】

本発明はニードルの観点から説明されるが；本発明の教示はかなり広範囲に及び、音響エネルギーにより追跡される任意の医療器具その他の器具に適用可能であることが、理解されるべきである。一実施形態において、本原理は、複雑な生物学的又は機械的な系(システム)を追跡又は分析する際に使用される。特に、本原理は、生態系の内的な追跡プロシジャ、(例えば、肺、胃腸管(消化管)、排出器官、血管などのような)体の全ての領域におけるプロシジャ(処置、治療、手術)に適用可能である。図面に示される要素は、ハードウェア及びソフトウェアの様々な組み合わせで実現されてもよく、単独の要素又は複数の要素で組み合わせられてよい機能を提供してよい。本願の実施形態は、超音波ガイダンスの下で器具が体に挿入される任意の時点で使用されてよく、これは、ニードルプロシジャ(生体検査、アブレーション、全身麻酔(anesthesia)、疼痛処理(pain management)、膿瘍

10

20

30

40

50

排出(abscess drainage))、カテーテルプロシジャ(心臓修復、電気生理学など)、又は、その他の任意のプロシジャを含む。

【0011】

図面に示される様々な要素の機能は、専用のハードウェアだけでなく、適切なソフトウェアに関連してソフトウェアを実行することが可能なハードウェアを利用して、提供されることが可能である。プロセッサにより提供される場合、機能は、単独の専用プロセッサにより、単独の共有プロセッサにより、又は、いくつかは共有されてもよい複数の個々のプロセッサにより提供されることが可能である。更に、「プロセッサ」又は「コントローラ」という用語の明示的な使用は、ソフトウェアを実行することが可能なハードウェアを排他的に言及しているかのように解釈されるべきではなく、例えば、デジタル信号プロセッサ(DSP)ハードウェア、ソフトウェアを保存するリードオンリメモリ(ROM)、ランダムアクセスメモリ(RAM)、不揮発性ストレージ等を黙示的に含むことが可能であるが、これらに限定されない。

10

【0012】

更に、本発明の原理、側面及び実施形態だけでなくそれらの具体例に言及している本願における全ての記述は、それらの構造的及び機能的な双方の均等物を包含するように意図される。更に、そのような均等物は、現在知られている均等物だけでなく将来明らかになる均等物(すなわち、構造によらず、同じ機能を実行するように開発される任意の要素)の双方を包含することが、意図される。従って、例えば、本願に示されるブロック図は、本発明の原理を組み込む例示的なシステムコンポーネント及び/又は回路の概念図を表現していることが、当業者により認められるであろう。同様に、任意のフローチャート及びフロー図等は様々なプロセスを表現し、様々なプロセスは、コンピュータ読み取り可能な記憶媒体において実質的に表現されてもよく、コンピュータやプロセッサが明示的に示されているか否かによらず、そのようなコンピュータ又はプロセッサにより実行されることが認められるであろう。

20

【0013】

更に、本発明の実施形態は、コンピュータ又は任意の命令実行システムにより又はそれらに関連して使用されるプログラムコードを提供するコンピュータ利用可能な又はコンピュータ読み取り可能な記憶媒体においてアクセス可能なコンピュータプログラムプロダクトの形態をとることが可能である。本説明の目的に関し、コンピュータ利用可能又はコンピュータ読み取り可能な記憶媒体は、命令実行システム、装置又はデバイスにより又はそれらに関連して使用するプログラムを、保存、通信、伝搬又は転送すること等を行う任意の装置とすることが可能である。媒体は、電子的、磁氣的、光学的、電磁的、赤外線若しくは半導体的なシステム(又は装置又はデバイス)又は伝送媒体とすることが可能である。コンピュータ読み取り可能な媒体の具体例は、半導体又はソリッドステートメモリ、磁気テープ、取り外し可能なディスク、ランダムアクセスメモリ(RAM)、リードオンリメモリ(ROM)、リジッド磁気ディスク及び光ディスクを含んでもよい。光ディスクについての現在の具体例は、コンパクトディスク-リードオンリメモリ(CD-ROM)、コンパクトディスク-リード/ライト(CD-R/W)、ブルーレイ(登録商標)及びDVDを含む。

30

【0014】

以下に参照する図面において同様な数字は同一又は類似する要素を示しており、先ず図1を参照すると、一実施形態によるシステム100が例示的に示されている。システム100はワークステーション又はコンソール112を含み、これによりプロシジャは監督及び/又は管理される。ワークステーション112は、1つ以上のプロセッサ114と、プログラム及びアプリケーションを保存するメモリ116とを含む。メモリ116は、超音波スキャナ125からの信号を処理するように構成される画像処理モジュール115を保存してもよい。モジュール115は、医療デバイス、器具又はツール120及び/又はその周辺領域に関連する、構造的な変形、変位及びその他の変化を再構築するためにUS信号を利用するように構成される。医療器具102は、ニードル(針)、カテーテル、ガイドワイヤ、プローブ、内視鏡、ロボット、電極、フィルタデバイス、バルーンデバイス又はその他の医療コンポーネント等を含んでも

40

50

よい。

【0015】

(送信部又はトランスポンダを含む)アコースティックセンサ120は、ハイライトされるように、医療器具102上に搭載される。USプローブ122のようなプローブ122は、患者又は対象160をスキャンするために設けられる。プローブ122は、(プローブ122による信号放出を検出するための)受信を行うことが可能である。プローブ122における受信信号は簡易データ分析及び制御モジュール124に与えられ、このモジュールは、メモリ116に保存され、アルゴリズム/プログラム123(例えば、高速フーリエ変換(FFT)、最大値同定、選択的カーブフィッティング(曲線適合化)等)におけるある程度の信号処理を行うことが可能である。

10

【0016】

特に有利な実施形態では、(例えば)超音波センサ120はニードルの先端に配置される。そのセンサ120は、イメージングプローブが視野の中で掃引する場合にイメージングプローブ122からのビームとして、超音波信号を検出する。US信号は、ワークステーション112により及び/又は制御モジュール124において分析され、センサ120における最大信号の到来時間 $t_0$ 及びフレーム反復周期 $T$ を抽出する。1つ以上のフレームの後に、センサ120は送信モードに切り替わり、(例えば、 $t_0+T$ 又は $t_0+nT$ の時点で)パルスを放出する( $n$ は整数である)。スキャナ125は、パルスを、センサ120の位置から到来する高いエコーであるとして解釈し、たとえ僅かな画像不整合があったとしても、センサ120及び器具120を画像150の上で強調する。

20

【0017】

特に有利な実施形態において、超音波センサ又はマーカースデバイス120は、受信機能130及び送信機能132を有する。超音波センサ120は、強調されるために、介入ツール又は器具102における送信/受信(T/R)スイッチを有するトランスデューサ、トランスポンダ又は受信部/送信部のペアを含んでもよい。トランスポンダは、インテロゲーティング受信信号に応答して、識別信号を送信するデバイスである。イメージングプローブ122が媒体の中に超音波を放出する場合に、センサ120の受信機能部130で受信される信号は、信号処理(FFT、最大値同定、選択的カーブフィッティング等)を行うことが可能なデータ分析モジュール124及びスロースイッチ(slow switch)につながられる。送信機能部132は、媒体の中に音響信号を投入し直すように設けられる(制御モジュール124で処理されるようにプローブ122の方に再投入するように設けられる)。一例において、ツール120に乗るセンサ120はトランスポンダを含む(トランスポンダは送信モードで使用される)。これは、(例えば、10ボルトのような)高電圧回路を必要とし、イメージングプローブ122の周波数とトランスポンダの周波数とを適切に合致させる必要があるかもしれない(トランスポンダからの信号は、スキャナの受信信号経路においてフィルタリングされることを要しない)。トランスポンダは、受信モード及び送信モードの間で切り替えを行うための(スロー)T/Rスイッチを含んでもよい。別の例において、送信機能部132のために追加的な超音波放出部が、受信機能部130の近くでデバイスに配置されてもよい(或いは、受信及び送信される信号が同じ場所にあるようにトランシーバとして共存させてもよい)。これは、T/Rスイッチの必要性を排除し、検出/投入ソフトウェアを簡略化する。

30

40

【0018】

ディスプレイ118はセンサの場所を示す。ディスプレイ118は、ワークステーション112及びそのコンポーネント及び機能或いはシステム100内の他の任意の要素とともにユーザが相互作用することを許容する。これは、インタフェース140により更に促され、インタフェース140は、キーボード、マウス、ジョイスティック、触覚デバイス、又は、その他の任意のペリフェラル又はコントロール部を含み、ワークステーション112からのユーザフィードバック及びワークステーションとの相互作用を許容する。

【0019】

別の実施形態では、センサ120を有する器具102及びスキャナ125から出力されるビデオ信号が、所与の任意の時間における器具102の3D位置を算出するように使用される。ビデオ

50

オ出力信号は、市販のスキヤナで容易に利用可能であり、演算ワークステーション112内に送り込まれる。

【 0 0 2 0 】

図2に関する概念図は、一実施形態によるコンポーネント間の相互作用を示す。時間に合わせて又はUS放出に回答してセンサ120により、信号の投入が実行される。センサ120は、強調されるようにデバイス102の先端に配置される。プローブ122からの1画像フレームの間にセンサ/トランスポンダ120により受信される信号例136が示されている。センサ120は、イメージングプローブ122からのビームが掃引する場合に、超音波信号136を検出する。この信号136は、フレーム反復期間(周期) $T$ 、及び、センサ120における最大信号の到着時間 $t_0$ を抽出するために分析される。1つ又は2つ(或いはそれ以上)のフレームの後(138) 10、センサ120は、送信モードに切り替えられ、(例えば、 $t_0+T$ 又は $T_0+2T$ において)パルスを放出する。スキヤナ125は、そのパルスを、センサ120の場所から到来する高いエコーであるとして解釈し、画像150の上でそれをハイライトする。

【 0 0 2 1 】

システム100は、プロット144及び146におけるライントリガ情報に関し、最大値の位置及びそのタイミングを識別する。1つ(又はそれ以上)のフレーム期間138の後、明るいマーカー142を生成するために、信号141が、センサ/トランスポンダ120によりプローブ122の方へ適切なタイミングで投入され、明るいマーカー142は、センサ120が配置されかつディスプレイ118上で見える場所を示す。

【 0 0 2 2 】

図3に関し、イメージングプローブのフレームレート $T$ が評価されることを要する。これは、(例えば、1秒の4分の1、記録に関し、例えば、40Hzで10フレームのような)比較的長い時間 $T_{est}$ にわたって受信信号を監視し(聴き取り)、例えばフーリエ分析により支配的な周期に関して信号を分析することによりなされる。図3には、受信されたトレース202が示されている。トレース202において、個々のインパルス204は、(デバイス102における120である)センサにヒットする異なるビームに対応する(ビームがセンサに接近してそこから遠ざかる場合に、振幅が変化する)。そのパターンは、複数の同様なフレームが連続的なシーケンスで取得されるように、何度か反復される。時間 $T_{est}$ の間にセンサ(120)により受信されるトレース202は、システムのフレームレート $T$ を推定するために使用されることが可能である。これがなされると、受信システムは、トレース長さ $T_{detect}$ を分析する(理想的には、 $T < T_{detect} < 2T$  である)。

【 0 0 2 3 】

図4に関し、これらのトレース長さ $T_{detect}$ の1つが示されている。これらのトレース204の取得は、フレームに同期していないことに留意を要する。システムは、このトレースの最大値の時間 $t_0$ を探す。この最大値は、センサ120に最も整合した送信イベントからのパルスがセンサ120に到達した瞬間に対応する。時間 $T_{detect}$ (例えば、ここでは、 $T_{detect}=1.2T$ )の間にセンサ120により受信されたトレースは、最も軸上の(on-axis)送信がセンサ120に到達する時間 $t_0$ を発見するために使用される。 $t_0$ は単にトレース204の最大値の時間であつてもよい。

【 0 0 2 4 】

センサ120に最も接近するビーム及び到来時間を識別するための簡易なピーク検出の代わりに、カーブ又はトレース204(例えば、 $T_{est}$ の間にセンサ120により受信された信号)を適合させ、個々のパルスの局所的な最大値に対するカーブ204を、簡易な信号モデル(例えば、ガウシアンモデル)に適合させることが有用であるかもしれない。

【 0 0 2 5 】

次に、センサの位置から到来するエコーを生成するために、アコースティック信号(音響信号)がイメージングプローブ122に向けて投入される。投入されるアコースティック信号に関し、点滅すること(「投入オン(on)」の短い期間と「投入オフ(off)」の期間とが交互に生じること)が望ましいかもしれない。人間の眼は点滅信号よりも敏感である。別の実施形態では、サイズを変えること、形状を変えること、或いは、視覚的な属性を変える

10

20

30

40

50

こと等による視覚的効果が、音響エコーに付与されてもよい。これらの視覚的効果は、センサ120により生成される又はセンサ120から返送される信号により導入されてもよい。ビデオストリームが取得され、信号の取得及び投入の設定に同期させられる場合、投入される信号を強調するために、差分画像が生成されること(「点滅オフ」画像が「点滅オン」画像から減算されること)が可能である。差分画像は、スキャナ125からのビデオデータにアクセスするためにのみ必要な画像処理チェーン全体においてオリジナル画像に関して強調され重ね合わせられることが可能である。

【0026】

図5に関し、2つの形態が例示的に示され：センサ120は(スローT/Rスイッチにより送信モードに切り替えられることが可能である)トランスポンダであり、或いは、2つのトランスポンダが近接して使用され、一方は信号検出用の受信部であり、他方は信号投入用の送信部である。何れにせよ、図5に示されるようなイベントシーケンスが適用される。

10

【0027】

図5に関し、トランスポンダの実施形態における、フレームレートの推定、ピークパルス検出、及び、パルス投入のためのイベントのシーケンスが、例示的に示される。外的なシステムのクロックは、USスキャナのクロックから完全に独立してよいことに留意を要する。イメージングシステムのフレームレートを評価するために、(10フレームにわたって伸びる程度に十分に長い)比較的長い期間 $225(T_{est})$ が使用される。次に、ピーク検出期間 $221$ (受信モード；暗い影の部分)と信号投入期間 $223$ (送信モード；明るい影の部分)とが交互に入れ替わる(交番する)。信号ピークが時間 $t_0$ で検出される場合、信号は $t_0+2T$ で投入される；これは、その検出後に、トランスポンダの2フレーム目の時点で人為的なエコーを形成する。検出イベント $224$ は丸い端部として示され、投入イベント $226$ は矢印で示されている。

20

【0028】

検出の後、時間 $t_0+nT$ においてトランスポンダ又は送信機からインパルスが送信され、 $n$ は整数であり、好ましくは $n=1$ (送信機の実施形態の場合)又は $2$ (トランスポンダの実施形態の場合)である。これは、検出フレームの後の $n$ フレームにおいて、センサの位置から到来するように見える人為的なエコーを形成する効果をもたらす。トレース分析及びフィードバック信号の投入は、センサ120の位置を顕在化させるために反復されてもよい。フレームレートの評価は、ユーザがイメージング設定を変更する場合に、可能性のあるパラメータ変化を考慮するために周期的に反復されてもよい(イメージングモード、設定及び深度の全てがフレームレートに影響し得る)。

30

【0029】

図6に関し、一実施形態に従って器具の位置をハイライトする方法が示される。ブロック402において、イメージングプローブのフレームレートが推定される。ブロック404において、フレームレートを推定することは、ある時間期間の間に受信信号を監視し、その支配的な期間を判定するために受信信号を分析することを含む。

【0030】

ブロック406において、トレースが検出ウィンドウの中にあるか否かを判定し、器具に搭載されるセンサ又はマーカーデバイスの位置に最も合致する時間的 maximum を発見し、到来時間を判定するために、トレースが分析される。検出ウィンドウは、 $T$ 及び $2T$ の間にある検出時間 $T_{detect}$ を含み、ここで $T$ はフレームレートである。

40

【0031】

ブロック408において、イメージングプローブのトランスポンダ又はトランシーバ(送信部)を用いてエコー信号をシミュレートするために、器具に搭載されるセンサから、アコースティックフィードバック信号がイメージングプローブへ投入される。ブロック410において、プローブから初期パルスを受信した後の1つ又は2つのフレームにおいて、アコースティックフィードバック信号が投入される。フレーム数 $n$ は1又は2より大きくてもよい。一形態では、センサが送信部を含む場合には $n=1$ であり、センサがトランスポンダを含む場合には $n=2$ である。

50



## 【 0 0 3 2 】

ブロック412において、器具の位置を識別するために、画像の中でマーカーが表示される。ブロック414において、画像の中でマーカーを表示することは、画像の中でマーカーを点滅させることを含んでもよい。他の画像効果が使用されてもよい。一実施形態では、マーカーのサイズを変更すること、その形状を変更すること、又は、その視覚的属性を変更すること等のために、視覚的效果が(シミュレーションされているエコーである)アコースティックエコーに付与されてもよい。例えば、三角形、円形、楕円形、直線などのような形状が、画像の中で表示されてもよい。これらの視覚的效果は、(例えば、トランスポンダのアプリケーションの場合)スキャナにより生成される信号により導入されてもよいし、或いは、センサ(120)により返送又は生成されてもよい。

10

## 【 0 0 3 3 】

図7に関し、一実施形態により器具の位置をハイライトする別の方法が示されている。ブロック502において、超音波の視野の中に器具が挿入される。ブロック504において、使用される画像処理モードのフレームレート(T)が評価される。ブロック506において、ある原点に関し、器具に搭載されるセンサ又はマーカーデバイスにより、受信信号の時間的的最大値( $t_0$ )が判定される。ブロック508において、センサが送信モードに切り替えられる。ブロック510において、インパルスがイメージングプローブの方に向かって伝搬しかつ以後の信号がスキャナマシンによりビームフォーミングされるように、 $t_1=t_0+nT$ の時点でセンサからインパルスが放出される( $n$ は整数)。フレーム数 $n$ は1や2より大きくてもよい。一形態において、センサが送信部を含む場合には $n=1$ であり、センサがトランスポンダを含む場合には $n=2$ である。ブロック512において、センサの位置から到来するエコーが画像の中で表示される。ブロック504において、エコーが画像の中で表示され、画像の中で点滅させられる。上述したように、他の画像効果が使用されてもよい。

20

## 【 0 0 3 4 】

添付の特許請求の範囲を解釈する際に、以下の事項が理解されるべきである：

- a) 「有する(comprising)」という言葉は、所与の請求項に列挙されるもの以外の他の要素や動作の存在を排除していない；
- b) 要素に先行する「ある」又は「或る」という言葉は、そのような要素が複数個存在することを排除していない；
- c) 請求項における任意の参照符号(存在する場合)は、それらの範囲を限定しない；
- d) 複数の「手段」が、同じアイテム若しくはハードウェア又はソフトウェアで実現される構造若しくは機能により表現されもよい；
- e) 処理の特定の順序は、明示的に示されていない限り、必要とされるようには意図されていない。

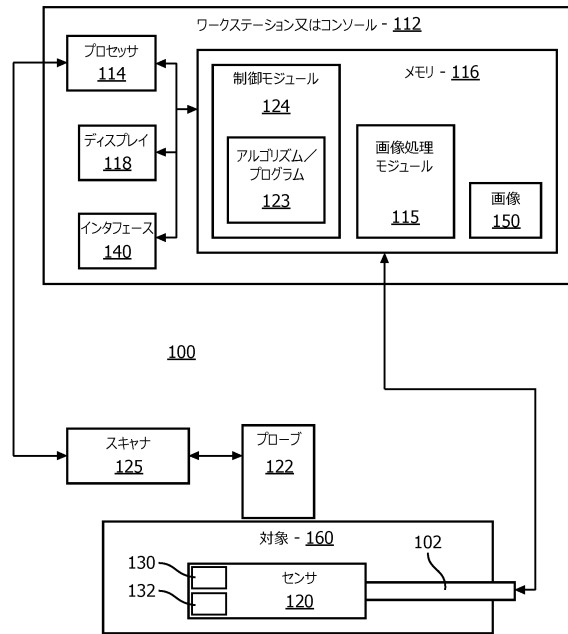
30

## 【 0 0 3 5 】

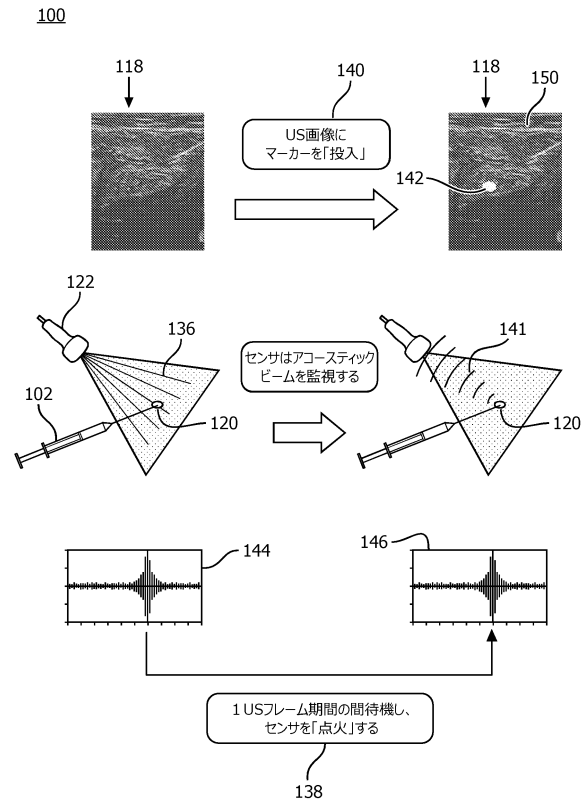
以上、介入器具のアコースティックハイライトに関する好ましい実施形態が説明されてきたが(それらは例示的であって限定的であるようには意図されていない)、上記の教示の観点から、当業者により、修正及び変形が可能であることに留意を要する。すなわち、添付の特許請求の範囲により規定されるような本願に開示される実施形態の範囲内に属する開示される特定の形態において変形がなされてもよいことが、理解されるべきである。本明細書は特許法により具体的に要求されるように詳細に説明されており、特許法により保護されるように求められる事項は、添付の特許請求の範囲に記載される。

40

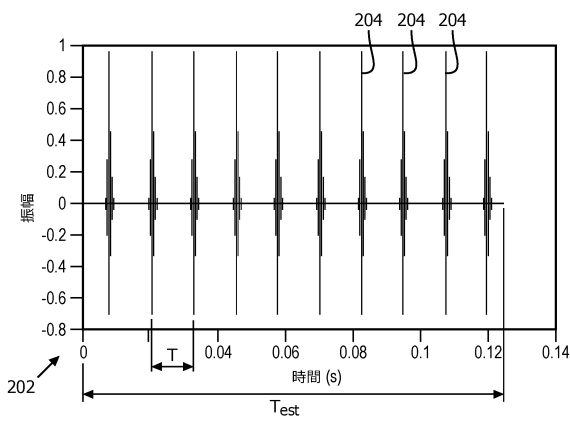
【図1】



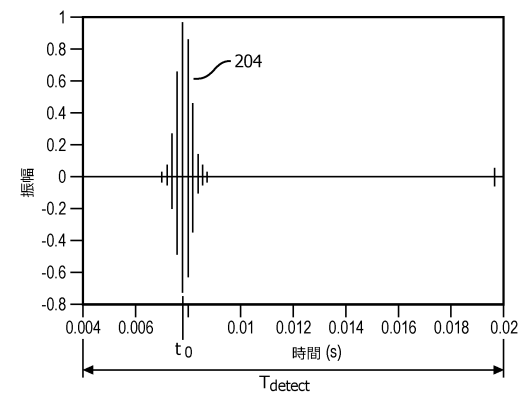
【図2】



【図3】



【図4】



【図5】

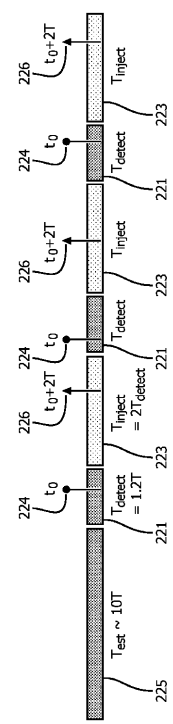
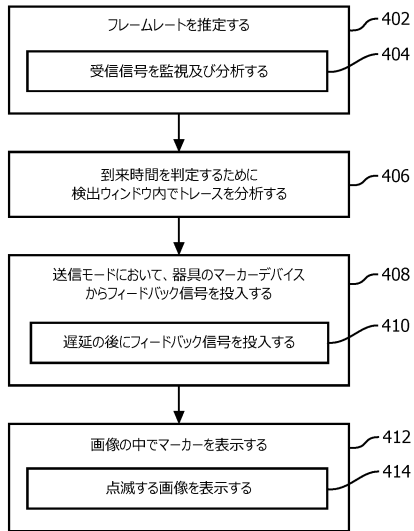
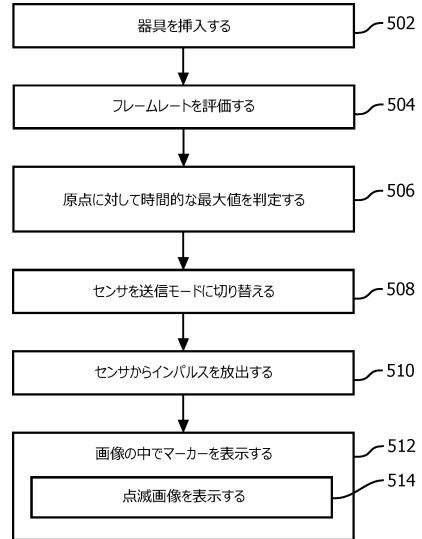


FIG. 5

【図6】



【図7】



## フロントページの続き

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(72)発明者 ヴィニヨン, フランソワ ギィ ジェラルド マリー

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング  
5

(72)発明者 ジャイン, アメート クマール

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング  
5

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開平05 - 007589 (JP, A)

特表平06 - 511396 (JP, A)

特開2000 - 126185 (JP, A)

特開平05 - 220152 (JP, A)

米国特許第04249539 (US, A)

特開平03 - 012137 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15