

(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2017-504426

(P2017-504426A)

(43) 公表日 平成29年2月9日(2017.2.9)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	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 25 頁)

(21) 出願番号	特願2016-548654 (P2016-548654)	(71) 出願人	590000248
(86) (22) 出願日	平成27年1月19日 (2015.1.19)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(85) 翻訳文提出日	平成28年9月21日 (2016.9.21)		ヴェ
(86) 国際出願番号	PCT/IB2015/050384		KONINKLIJKE PHILIPS
(87) 国際公開番号	W02015/114484		N. V.
(87) 国際公開日	平成27年8月6日 (2015.8.6)		オランダ国 5656 アーエー アイン
(31) 優先権主張番号	61/932, 312		ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(32) 優先日	平成26年1月28日 (2014.1.28)		High Tech Campus 5,
(33) 優先権主張国	米国 (US)		NL-5656 AE Eindhoven
		(74) 代理人	100107766
			弁理士 伊東 忠重
		(74) 代理人	100070150
			弁理士 伊東 忠彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 シングル又はバイプレーンリアルタイムイメージングによりマルチプレーン取得のための超音波システム及びその作動方法

(57) 【要約】

本発明は、超音波イメージングシステム及び方法に関し、より詳細には、腫瘍の血流及び腫瘍部分の血液量の定量化などの超音波イメージング用途に適したシングル又はバイプレーンリアルタイムイメージングモードのマルチプレーン取得のための超音波イメージングシステム及び方法に関する。超音波イメージング装置は、関心領域をスキャンするため、複数の画像プレーンを決定し、複数の画像プレーンのそれぞれに対応するエコー情報を取得し、画像プレーンのそれぞれの画像情報を生成し、画像プレーンのそれぞれに対応する画像情報を記憶し、関心領域を含む超音波画像を表示することができ、超音波画像は、複数の画像プレーンの選択された画像プレーン又は複数の画像プレーンに対してある角度にあるバイプレーンについて生成された画像情報からレンダリングされる。

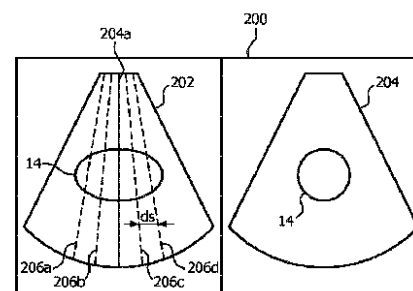


FIG. 2

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検者の関心領域をイメージングする超音波イメージング装置であって、
前記関心領域をスキャンするため、複数の画像プレーンの個数 N を決定し、
前記複数の画像プレーンのそれぞれに対応するエコー情報を取得し、
前記取得したエコー情報に基づき前記画像プレーンのそれぞれの画像情報を生成し、
前記画像プレーンのそれぞれに対応する画像情報をシステムのメモリに記憶し、
前記関心領域を含む超音波画像を表示するよう構成されるコントローラを有し、
前記超音波画像は、前記複数の画像プレーンの 1 つの選択された画像プレーン又は前記
複数の画像プレーンに対してある角度にあるバイプレーンについて生成された画像情報から
ディスプレイのためレンダリングされる装置。

10

【請求項 2】

前記コントローラは更に、前記バイプレーンの生成された画像情報からレンダリングされ
た超音波画像上にオーバーレイされるラインを前記ディスプレイ上にリアルタイムにレン
ダリングするよう構成され、前記ラインは、前記関心領域においてスキャンされた前記複
数の画像プレーンを示す、請求項 1 記載の装置。

【請求項 3】

他の超音波画像が、前記複数の画像プレーンの 1 つからの画像情報に基づきリアルタイ
ムに前記ディスプレイ上にレンダリングされ、前記 1 つの選択された画像プレーンに対応
する選択されたラインが、前記ディスプレイ上の残りのラインと異なって表示され、前記
選択されたラインは、前記複数の画像プレーンに直交するバイプレーンに対応する、請求
項 1 記載の装置。

20

【請求項 4】

前記記憶される画像情報は、リアルタイムにレンダリングされる前記選択された 1 つの
画像プレーンに対応する画像情報と、リアルタイムにレンダリングされない画像プレーン
に対応する画像情報とを有する、請求項 1 記載の装置。

【請求項 5】

前記コントローラは更に、前記複数の画像プレーンに対応する画像情報に基づき造影剤
の吸収を表す時間 - 強度曲線を生成するよう構成される、請求項 1 記載の装置。

【請求項 6】

前記コントローラは更に、前記生成された時間 - 強度曲線に基づき、ピーク強度、前記
時間 - 強度曲線の下エリア、立ち上がり時間及び平均送信時間の 1 つ以上を含むパラメ
ータを決定するよう構成される、請求項 5 記載の装置。

30

【請求項 7】

N は、 $2 < N < N_{3D}$ の式を用いて規定され、ここで、 N_{3D} はリアルタイム 3D イメ
ージングにおいて取得されるプレーンの個数である、請求項 1 記載の装置。

【請求項 8】

超音波画像を表示する方法であって、
複数の画像プレーンの個数 N を決定するステップと、
前記複数の画像プレーンのそれぞれに対応するエコー情報を取得するステップと、
前記取得したエコー情報に基づき前記画像プレーンのそれぞれの画像情報を生成するス
テップと、
前記画像プレーンのそれぞれに対応する画像情報をシステムのメモリに記憶するステッ
プと、
関心領域を含む超音波画像を表示するステップとを有し、
前記超音波画像は、前記複数の画像プレーンの 1 つの選択された画像プレーン又は前記
複数の画像プレーンに対してある角度にあるバイプレーンについて生成された画像情報か
らディスプレイのためレンダリングされる方法。

40

【請求項 9】

前記バイプレーンの生成された画像情報からレンダリングされた超音波画像上にオーバ

50

レイされるラインを前記ディスプレイ上にリアルタイムにレンダリングするステップを有し、前記ラインは、前記関心領域においてスキャンされた前記複数の画像プレーンを示す、請求項 8 記載の方法。

【請求項 10】

他の超音波画像を前記複数の画像プレーンの 1 つからの画像情報に基づきリアルタイムに前記ディスプレイ上にレンダリングするステップを有し、前記 1 つの選択された画像プレーンに対応する選択されたラインが、前記ディスプレイ上の残りのラインと異なって表示され、前記選択されたラインは、前記複数の画像プレーンに直交するバイプレーンに対応する、請求項 8 記載の方法。

【請求項 11】

前記記憶される画像情報は、リアルタイムにレンダリングされる前記選択された 1 つの画像プレーンに対応する画像情報と、リアルタイムにレンダリングされない画像プレーンに対応する画像情報とを有する、請求項 8 記載の方法。

【請求項 12】

前記複数の画像プレーンに対応する画像情報に基づき造影剤の吸収を表す時間 - 強度曲線を生成するステップを有する、請求項 8 記載の方法。

【請求項 13】

前記生成された時間 - 強度曲線に基づき、ピーク強度、前記時間 - 強度曲線の下エリア、立ち上がり時間及び平均送信時間の 1 つ以上を含むパラメータを決定するステップを有する、請求項 12 記載の方法。

【請求項 14】

N は、 $2 < N < N_{3D}$ の式を用いて規定され、ここで、 N_{3D} はリアルタイム 3D イメージングにおいて取得されるプレーンの個数である、請求項 8 記載の方法。

【請求項 15】

非一時的なコンピュータ可読記憶媒体に記憶されるコンピュータプログラムであって、前記コンピュータプログラムは、超音波画像情報をレンダリングするよう構成され、プロセッサにより実行されると、

関心領域をスキャンするため、複数の画像プレーンの個数 N を決定するステップと、
前記複数の画像プレーンのそれぞれに対応するエコー情報を取得するステップと、
前記取得したエコー情報に基づき前記画像プレーンのそれぞれの画像情報を生成するステップと、

前記画像プレーンのそれぞれに対応する画像情報をシステムのメモリに記憶するステップと、

前記関心領域を含む超音波画像を表示するステップとを実行するよう前記プロセッサを設定するプログラム部分を含み、

前記超音波画像は、前記複数の画像プレーンの 1 つの選択された画像プレーン又は前記複数の画像プレーンに対してある角度にあるバイプレーンについて生成された画像情報からディスプレイのためレンダリングされるコンピュータプログラム。

【請求項 16】

前記プログラム部分は更に、前記バイプレーンの生成された画像情報からレンダリングされた超音波画像上にオーバーレイされるラインを前記ディスプレイ上にリアルタイムにレンダリングするよう前記プロセッサを設定し、前記ラインは、前記関心領域においてスキャンされた前記複数の画像プレーンを示す、請求項 15 記載のコンピュータプログラム。

【請求項 17】

前記記憶される画像情報は、リアルタイムにレンダリングされる前記選択された 1 つの画像プレーンに対応する画像情報と、リアルタイムにレンダリングされない画像プレーンに対応する画像情報とを有する、請求項 15 記載のコンピュータプログラム。

【請求項 18】

前記プログラム部分は更に、前記複数の画像プレーンの 1 つからの画像情報に基づき、他の超音波画像を前記ディスプレイ上にリアルタイムにレンダリングするよう前記プロセ

10

20

30

40

50

ッサを設定し、前記１つの選択された画像プレーンに対応する選択されたラインは、前記ディスプレイ上に残りのラインと異なって表示され、前記選択されたラインは前記複数の画像プレーンに直交するパイプレーンに対応する、請求項１５記載のコンピュータプログラム。

【請求項１９】

前記プログラム部分は更に、前記複数の画像プレーンに対応する画像情報に基づき造影剤の吸収を表す時間－強度曲線を生成するよう前記プロセッサを設定する、請求項１５記載のコンピュータプログラム。

【請求項２０】

前記プログラム部分は更に、前記生成された時間－強度曲線に基づき、ピーク強度、前記時間－強度曲線の下のエリア、立ち上がり時間及び平均送信時間の１つ以上を含むパラメータを決定するよう前記プロセッサを設定する、請求項１９記載のコンピュータプログラム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、シングル又はパイプレーンリアルタイムイメージングによりマルチプレーン取得のための超音波システム及びその作動方法に関する。

【背景技術】

【０００２】

20

癌治療反応の正確で早期の評価が、効率的な癌管理及び癌患者の新たな治療化合物の評価にとって望ましい。平均腫瘍内微小血管密度（MVD）の組織学的判定は、血管新生を評価するのに最も一般的に用いられる方法である。しかしながら、多くの不良に機能する、又は崩壊した血管は、染色されてカウントされ、診断用の組織サンプルを取得するため非侵襲的技術に依拠する内皮細胞を有するため、MVD法は、腫瘍血管の機能の正確な評価を提供しない。従って、MVDにおける変化の判定は、抗血管新生治療の効果を正確には反映しないかもしれない。長年、治療に対する腫瘍の反応を評価するための標準的な方法は、アキシアルCT（Computed Tomography）又はMRI（Magnetic Resonance Imaging）イメージング法を利用し、RECIST（Response Evaluation Criteria in Solid Tumors）ガイダンス及び／又はWHO（World Health Organization）ガイドラインに従って腫瘍のサイズを測定することであった。しかしながら、腫瘍の形態が顕著に変化するには数週間から数ヶ月かかり、従って、腫瘍サイズに基づく診断情報は、取得するのに数週間から数ヶ月かかりうる。従って、遅延は望ましくなく、画像ベース診断法を利用して癌治療を評価する際、頻繁に遭遇される。

30

【０００３】

抗血管新生剤などの新たに導入される生物学的抗癌化合物は、収縮前に腫瘍の拡大を生じさせることを可能にするか、又は患者が癌と共生することを可能にするため、腫瘍の成長を安定させるものであってもよい。しかしながら、サイズ基準（例えば、経時的な腫瘍サイズの変化など）に基づく診断は、このようなケースでは機能しない。従って、腫瘍の反応を評価するための新たなイメージングバイオマーカーが明らかに必要とされる。このような新たなイメージングバイオマーカーは、特定の治療法が治療開始後に適切又は有効であるか早期に評価するのに利用可能であり、“ゴー／ノーゴー”決定をサポートし、臨床試験などを加速させることは、患者管理と薬の開発との双方に影響がある。現在利用可能な大部分の癌治療は、すぐには作用せず、完全な壊死を生じさせず、及び／又は組織特性に劇的な影響を与えないかもしれない（切除治療と比較して）。従って、腫瘍サイズが変化しない場合、現在のイメージング法によって腫瘍の変化を検出することは、直接的でない。従って、血流又は代謝の何れかによる腫瘍の機能の定量化は、抗血管新生治療などの治療に対する反応を評価するための魅力的な方法である。

40

【０００４】

50

例えば、造影超音波（CEUS）として知られる方法は、抗血管新生治療などに対する腫瘍の反応を評価するのに利用可能な3つの主要な機能的イメージング法の1つである（FDG-PET（Fludeoxyglucose-positron emission tomography）及びDCE-MRI（dynamic contrast enhanced magnetic resonance imaging）と共に）。しかしながら、従来のCEUS法は、実行するのに不正確かつ困難であり得る。より正確な測定とよりシンプルな画像取得ワークフローを提供する改良されたシステム及び方法が必要とされる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0005】

ここに説明されるシステム、装置、方法、構成、ユーザインタフェース、コンピュータシステム、処理など（以降において、特段の断りがない場合、それぞれはシステムとして参照される）は、従来システムにおける問題を解決する。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本システムの実施例によると、被検者の関心領域をイメージングする超音波イメージング装置が開示される。システムは、関心領域をスキャンするため、複数の画像プレーンの個数 N を決定し、複数の画像プレーンのそれぞれに対応するエコー情報を取得し、取得したエコー情報に基づき画像プレーンのそれぞれの画像情報を生成し、画像プレーンのそれぞれに対応する画像情報をシステムのメモリに記憶し、関心領域を含む超音波画像をディスプレイ上にリアルタイムにレンダリングするよう構成されるコントローラを有し、超音波画像は、複数の画像プレーンの1つの選択された画像プレーン又は複数の画像プレーンに対して直交するパイプレーンについて生成された画像情報からレンダリングされる。

20

【0007】

さらに、コントローラは更に、生成された画像情報からレンダリングされた超音波画像の上部及び/又は下部にオーバーレイ又は配置されるライン又は他の文字若しくはシンボルをディスプレイ上にリアルタイムにレンダリングし、ライン又は他の文字若しくはシンボルは、関心領域においてスキャンされた複数の画像プレーンを示す。

【0008】

30

さらに、コントローラはまた、複数の画像プレーンの1つからの画像情報に基づきリアルタイムにディスプレイ上に他の超音波画像をレンダリングし、1つの選択された画像プレーンに対応する選択されたラインは、ディスプレイ上の残りのラインと異なって表示され、選択されたラインは、複数の画像プレーンに対してある角度にある（直交など）画像プレーンに対応する。

【0009】

また、記憶される画像情報は、リアルタイムにレンダリングされる選択された1つの画像プレーンに対応する画像情報と、複数の画像プレーンのリアルタイムにレンダリングされない画像プレーンに対応する画像情報とを有することが想定される。また、コントローラは、リアルタイムにレンダリングされない複数の画像プレーンに対応する画像情報と、リアルタイムにレンダリングされる1つの選択された画像プレーンとに基づき造影剤の吸収を表す時間-強度曲線を生成してもよい。さらに、コントローラは、生成された時間-強度曲線に基づき、ピーク強度、曲線の下エリア、立ち上がり時間及び平均送信時間の1つ以上を含むパラメータを決定してもよい。また、リアルタイムにレンダリングされる画像プレーンの個数は N から独立していることが想定される。さらに、 N は、 $2 < N < N_{3D}$ のものであってもよく、ここで、 N_{3D} はリアルタイム3Dイメージングにおいて取得される典型的なプレーンの個数であることが想定される。

40

【0010】

本システムの実施例によると、超音波画像を表示する方法と、非一時的なコンピュータ可読記憶媒体に記憶されるコンピュータプログラムが開示され、コンピュータプログラム

50

及び方法は超音波システムについて説明されたステップ及び特徴を実行するため提供される。

【 0 0 1 1 】

本発明は、以下の例示的な実施例において図面を参照して更に詳細に説明され、同一又は同様の要素は同じ参照番号によって部分的に示され、各種実施例の特徴は組み合わせ可能である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 2 】

【図 1】図 1 は、本システムの実施例により実行される処理を示すフロー図を示す。

【図 2】図 2 は、本システムの実施例による選択されたシングルプレーン (S S P) の画像情報のグラフを含むリアルタイムディスプレイフレーム (R T D F) のスクリーンショットの一部を示す。

【図 3】図 3 は、本システムの実施例による直交スキャンプレーンの画像情報を含むグラフと S S P の画像情報のグラフとを含む R T D F のスクリーンショットの一部を示す。

【図 4】図 4 は、本システムの実施例による R T D F を含むグラフィカルユーザインタフェース (G U I) のスクリーンショットの一部を示す。

【図 5】図 5 は、本発明の原理により構成される超音波診断イメージングシステムをブロック図形式で示す。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 3 】

以下は、以下の図面と共にとられるとき、上述した特徴及び効果を更なるものと共に示す例示的な実施例の説明である。以下の説明では、限定でなく説明のため、アーキテクチャ、インタフェース、技術、要素属性などの例示的な詳細が提供される。しかしながら、これらの詳細から逸脱する他の実施例が依然として添付した請求項の範囲内にあると理解されることは、当業者に明らかであろう。さらに、簡単化のため、周知な装置、回路、ツール、技術及び方法の詳細な説明は、本システムの説明を不明瞭にしないように省かれる。図面は例示的な目的のため含まれ、本発明の範囲全体を表すものでないことが明示的に理解されるべきである。添付した図面において、異なる図面における同様の参照番号は同様の要素を示しうる。

【 0 0 1 4 】

本システムの実施例によると、取得した画像情報のオフラインの定量的解析を実行可能な超音波システム (例えば、リアルタイム 2 次元 (2 D) 及び 3 次元 (3 D) 造影超音波 (C E U S) システム) が開示される。一部の実施例では、複数のスキャンプレーン又はスライスからの超音波画像がリアルタイムに取得され、記憶され、その後定量的解析のため利用されてもよい。一実施例では、腫瘍血流及び腫瘍フラクショナル血液量の定量化が、例えば、腫瘍のボリュームにおけるデータが定量化のため収集及び利用可能な取得した超音波画像のサインループなどを利用して、オフラインに実行されてもよい。このシナリオでは、ユーザ (例えば、超音波診断技師、医師などのオペレータなど) は、関心オブジェクトの複数の超音波画像を生成するため、各画像プレーンの画像情報を取得するために、腫瘍などの関心オブジェクトにおける複数の画像プレーンをスキャンするように超音波イメージングシステムを制御してもよい。特定の実施例では、複数の画像プレーンのそれぞれの収集した画像データは、各種定量解析に利用可能な関心オブジェクト (腫瘍など) の画像ボリューム又は 2 D 超音波画像を形成してもよい。例えば、画像ボリュームを形成する画像プレーンの 1 つ以上からの画像情報は、後処理などの以降の利用のためシステムのメモリに記憶されてもよい。後処理中、ユーザは定量化及び以降の解析のため、画像ボリュームにおける関心領域 (R O I) を位置決めしてもよい。

【 0 0 1 5 】

ここで更に説明されるように、複数の画像プレーンは、N 個の画像プレーン又は N ' 個の画像プレーンとして参照されてもよい。N 個の画像プレーンは、例えば、3 0 °、4 5 °、9 0 ° 又は他の所望の角度など、N ' 個の画像プレーンに対してある角度にある。一

10

20

30

40

50

部の実施例では、 N （又は N' ）個の画像プレーンは、互いに平行に、又は互いに対して何れかの角度（ 90° 又は直交など）にあるよう生成可能である。特定の実施例では、2Dアレイトランスデューサは、互いに対して所定の角度で広がる N 個の画像プレーンを生成可能である。一部の実施例では、 N 個の画像プレーンは少なくとも1つの N' 個の画像プレーンに直交している。互いに対してある角度で生成されるプレーンセットは、約 $90 \sim 110^\circ$ にわたってデータをキャプチャするため離間されてもよい。一部の実施例では、2Dマトリクストランスデューサによって、 N 個の画像プレーンは方位（azimuthal）画像プレーンに対応し、 N' 個の画像プレーンは高度（elevation）画像プレーンに対応してもよく、又はその反対であってもよい。複数の画像プレーンは、 N 又は N' 個の画像プレーンを含むものであってもよく、ここで、 N 又は N' は2より大きい整数である。一部の実施例では、複数の N 個の画像プレーンは、1つのみの N 個の画像プレーン、すなわち、バイプレーン画像がスキャン処理中に表示及び／又は記憶される間に取得及び記憶されてもよい。

【0016】

一部の実施例によると、複数の画像プレーンのそれぞれは（例えば、画像スライス）、ユーザにより規定された、又はデフォルトの厚さ（例えば、スライスの厚さ）を有してもよい。ユーザはまた、複数の画像プレーンの1つ以上の位置及び／又は向きを制御してもよい。例えば、複数の N （又は N' ）個の画像プレーンは、互いに平行であってもよいし、又は互いにある角度であってもよい。画像プレーン間の密度又は離間がまた規定できる。一部の実施例では、複数の N 個の画像プレーンに直交する N' 個の画像プレーンがまた、スキャンされ、表示のためレンダリングされる。特定の実施例では、複数の N 個の画像プレーンセットと N' 個の画像プレーンセットとの双方が、超音波画像を生成するため利用される。例えば、第1のセットは複数の N 個の画像プレーンを有し、第2のセットは第1のセットのプレーンに直交する N' 個の画像プレーンを有する。特定の実施例では、複数の N 個の画像プレーンの第1のセットは空間的に広がり、 N' 個の画像プレーンの第2のセットは N 個の画像プレーンに対してある角度（直交など）にある。

【0017】

他の実施例によると、取得処理中、複数の画像プレーン（ N 個の画像プレーンなど）の単一の画像プレーンが、リアルタイムにイメージングシステム上に表示される。特定の実施例では、複数の画像プレーン（ N 個の画像プレーンなど）に対するバイプレーン（直交画像プレーンなど）が、リアルタイムにイメージングシステム上に表示される。しかしながら、複数の N 個の画像プレーンのそれぞれの画像情報が取得され、 N 個の画像プレーン又は N 個の画像プレーンに対してある角度（直交など）にある N' 個の画像プレーンのオフラインの後処理及び／又は選択及び表示などの以降の利用のためシステムのメモリに記憶される。

【0018】

後処理に関して、造影超音波アプリケーションなどのためのオフライン後処理が、時間-強度曲線の下でのピーク強度エリアなどのパラメータと共に、立ち上がり時間及び平均送信時間などの他のパラメータ及び腫瘍血流及び腫瘍フラクショナル血液ボリュームと相関し、腫瘍により造影吸収を表す他の導出されるパラメータを決定するため実行されてもよい。このようなプロトコルを利用して、複数のスキャンされた画像プレーンからの各画像プレーン（各画像スライス又はスキャンプレーンなど）の画像情報が、画像プレーンの位置のわずかな変化及び／又は関心領域の位置に対する調整による誤差を低下又は最小化するのに利用されてもよい。これは、画像プレーンの位置の変化及び／又は関心領域に対する調整のため、腫瘍血流及び腫瘍フラクショナル血液量と相関すると考えられる時間-強度曲線及び導出されたパラメータにおける不正確さを有意に低下させる。

【0019】

さらに、腫瘍が同質的でないため、腫瘍の複数のスキャンされた画像プレーンから導出される定量的情報を提供することによって、本システムの実施例は、単一のスキャンされた画像プレーンから導出されるものより、より高い精度で腫瘍の血管分布全体を決定して

もよい。さらに、本システムの実施例は空間コントラストと時間コントラストとの間のバランスを決定し、当該バランスに基づき複数のスキャンプレーンNを決定するとき、全体的な精度は、限定的な時間コントラストを有するフル3Dスキャンを超過する。

【0020】

図1は、本システムの実施例により実行される処理100を示すフロー図を示す。当該処理は、リアルタイムにマルチスライス取得を実行しうる。処理100は、ネットワークを介し通信する1つ以上のコンピュータを用いて実行されてもよく、また、互いにローカル及び/又はリモートにある1つ以上のメモリから情報を取得し、及び/又は情報を記憶してもよい。処理100は、以下の処理を実行するよう構成されるプロセッサ又は他の装置によって実行される以下の処理の1つ以上を有することができる。一部の実施例では、処理100の処理は、本システムの実施例により動作するプロセッサを含む超音波イメージングシステムを用いて実行されてもよい。さらに、これらの処理の1つ以上は、所望される場合、組み合わせられてもよく、及び/又はサブ処理に分離されるか、又はこれらの処理の1つ以上は設定に依存してスキップされてもよい。動作において、当該処理は、アクション101において開始され、アクション105に進捗する。図1の処理は本開示において提供される処理の一例となる実施例であることに留意されたい。ここに更に説明される処理ステップは、非シーケンシャルな方法、イメージング手順における有用な結果をもたらす何れか所望の順序などにおいて実行可能である。例えば、表示される画像プレーンは、画像データを取得及び表示する間に变化しうる。取得される画像プレーンの個数Nはまた、イメージング中にリアルタイムに変化しうる。さらに、記憶される画像プレーンは、イメージング中に变化及び修正可能である。例えば、単一のプレーンセット又は画像プレーンセットのループは、イメージング手順中又はシステムにおけるプリセットを利用する前に選択可能である。

【0021】

アクション105に移動して、当該処理は複数の画像プレーンとしてスキャンされるべき複数の画像プレーンを決定することを含むことができる。以下の説明は、N個の画像プレーンを説明するが、N'個の画像プレーンにも適用可能である。使用される画像プレーンの個数の値はNにより表され、ここで、Nは2より大きい整数である。Nの値は、システムのユーザにより選択されてもよく、腫瘍などの解剖学的関心オブジェクトのマルチスライス画像取得において取得される複数の画像プレーン（例えば、複数の広がった画像プレーン）を規定する。N個の画像プレーンは、互いにある角度にあり（例えば、扇状に広がる）、取得対象の関心オブジェクトと交差してもよい。互いにある角度にあるN個の画像プレーンは、典型的には、Bモード超音波イメージングにおいて表示されるセクタ画像を表すスペーシングで配置されてもよい。N個のプレーンはまた、互いに等距離にあってもよいし、又は等距離になくてもよい。

【0022】

一部の実施例では、スキャン手順に利用されるN個の画像プレーンは、以下の式に従う。

【0023】

$$2 < N < N_{3D} \quad \text{式(1)}$$

ここで、 N_{3D} はリアルタイム3Dイメージングにおいて取得される典型的なプレーンの個数である。従って、本システムを用いたスキャン時間は、典型的な3Dイメージングに用いられるスキャン時間未満である。一部の実施例では、Nの値は約5～10に設定されてもよく、 N_{3D} は32～160のフレームとすることができる。しかしながら、N又はN'個の画像プレーンの個数はユーザにより容易に設定されるか、又は、例えば、所与の手順の所定又はデフォルトのコンフィギュレーションなどにおいて提供可能である。例えば、一部の実施例では、Nの数は所望の用途に依存してユーザから直接入力されてもよい。従って、当該処理は、ユーザがNの値を入力又は選択するためやりとり可能なタッチ感応ディスプレイ（例えば、回転ノブ、スライディングスイッチなどの他のスイッチ、アップダウン矢印、選択用のメニューリスト）に表示されるソフトウェアキー又は物理的キー

であってもよいメニュー又は入力キーなどのユーザインタフェース（UI）を利用することを含むことができる。一部の実施例では、従来の超音波カートベースシステムに関連する物理的キー及びノブが利用可能である。

【0024】

一部の実施例では、Nの値は、例えば、イメージングボリウム of 所望の時間的又は空間的解像度などに基づき決定されてもよい。従って、例えば、ユーザが時間的解像度を増加するに従って、Nは減少しうる。更なる他の実施例では、Nのデフォルト値がシステムのメモリから取得されてもよい。例えば、Nは8のデフォルト値を有してもよい。さらに、更なる他の実施例では、Nの値はシステムのメモリから取得されるユーザの嗜好に従って設定されてもよい。従って、当該処理は、現在のユーザを特定し、システムのメモリから特定されたユーザに対応するユーザ設定を取得してもよい。従って、第1のユーザについて、当該処理は、N = 7の値を設定し、第2のユーザについて、N = 9の値を設定してもよい。しかしながら、Nはまた偶数であってもよい。

10

【0025】

更なる他の実施例では、Nの値は患者の年齢、身長、体重などの患者パラメータに従って決定されてもよい。更なる他の実施例では、Nの値は所与のスキャンについてイメージングされる組織のサイズの差に基づき決定されてもよい（例えば、心臓スキャン、肝臓スキャン、胆嚢スキャン、膵臓スキャン、腎臓スキャン、腸全体のスキャンなど、及び/又はこれらの組み合わせ）。より大きな組織構造について、Nはより大きくなってもよい。

20

【0026】

さらに、更なる他の実施例では、当該処理は、以前のスキャン情報（例えば、Nの値を含み、現在の患者の以前のスキャンから）が利用可能であるか判断することを含むものであってもよい。従って、以前のスキャン情報が利用可能であると判断された場合、システムは、以前のスキャン情報において利用されたものと同じNの値を利用してもよい（Nが利用可能である場合）。これは、同一の患者の現在及び以前のスキャンにおけるN個のスキャンプレーンのマッチングを提供しうる。しかしながら、以前のスキャン情報が利用可能でないと判断された場合、システムは、Nのデフォルト値（5など）を利用してもよい。さらに、以前のスキャン情報からのNが1に等しいと判断された場合（例えば、1つのスキャンプレーンしか取得されなかった）、当該処理は、5などのデフォルト値に等しいNを設定してもよい。

30

【0027】

更なる他の実施例では、Nはルックアップテーブルに基づき決定されてもよい。例えば、パラメータはスキャンパラメータテーブルなどの何れか適した形態でシステムのメモリに記憶されてもよい。その後、当該処理は、スキャンパラメータテーブルのエントリに従ってNの値を決定するためスキャンパラメータテーブルを利用することを含むものであってもよい。スキャンパラメータテーブルは、システム及び/又はユーザによって設定及び/又はリセットされてもよい。従って、当該処理は、所望される場合、ユーザがスキャンパラメータテーブルのパラメータを設定及び/又はリセットするためやりとりするユーザインタフェースをユーザに提供することを含むものであってもよい。

【0028】

ここで説明されるように、複数の画像プレーン（例えば、N個の画像プレーン）の1つの画像プレーンは、リアルタイムでイメージングシステムのディスプレイ上にレンダリング可能であり、パイプレーン（例えば、複数の画像プレーン（例えば、N個の画像プレーン）の直交画像プレーンなど）がまたリアルタイムでディスプレイ上にレンダリング可能である。ここで参照されるように、選択されるスキャンプレーン（SSP）（選択される画像プレーン）は、取得された複数の画像プレーンの内で表示される1つの選択される画像プレーンを参照する。選択されるスキャンプレーン（SSP）はまた、表示される2つの選択されるパイプレーン（直交など）画像プレーンを参照してもよい。例えば、選択されるN個の画像プレーン及び各N'個の画像プレーンがリアルタイムで表示可能である。以下の説明は、N個の画像プレーンを取得及び記憶し、1つの選択されたプレーンを表示

40

50

することをほとんど参照するが、それは等しく N 、 N' 個の画像プレーンが取得及び記憶され（例えば、 N 個の画像プレーンが N' 個の画像プレーンに直交する場合）、取得及び記憶された N 、 N' 個の画像プレーンの2つのみの画像プレーンが実際に表示される実施例に適用可能である。

【0029】

アクション117、119を参照して以下で更に説明されるように、DNSPは、所望される場合、一部の実施例において、表示されず、任意的に含まれるスキャンプレーンを表す。例えば、関心組織（腫瘍又は組織など）のイメージングに関して、6つの画像プレーン（ $N=6$ ）がイメージング中に関心組織と交差してもよい。スキャンプレーン4がスキャン中に表示される。表示されないスキャンプレーン（DNSOなど）は、スキャンプレーン1、2、3、5、6である。何れが適したフォーマットが利用されてもよい。一部の実施例では、 N 、SSP、DNSPの値はユーザの設定に従って設定されてもよい。アクション105を終了した後、当該処理はアクション109に続く。

10

【0030】

アクション109の間、当該処理は、関心オブジェクト（本例では患者の腫瘍など）と交差する N 個の画像プレーンからエコー情報を取得することを含むものであってもよい。あるいは、ある角度（直交など）で N' 個の画像プレーンと交差する N 個の画像プレーンが、アクション109の間に取得される。従って、当該処理は、関心オブジェクトである N 個のプレーンと交差する超音波パルスを送信し、 N 個のプレーンのそれぞれのエコー情報をリターンとして取得するようトランスデューサアレイ（例えば、2Dマトリクスアレイトランスデューサ）を含む超音波プローブを制御することを含むものであってもよい。より詳細には、当該処理は、 N 個のスキャンプレーンのリアルタイムな取得に対応するエコー情報を取得するようプローブを制御することを含むものであってもよい。

20

【0031】

アクション109の間、当該処理は更に、 N 個の画像プレーンのグループに対してある角度（直交など）にある少なくとも1つの N' 個の画像プレーン（パイプレーンなど）のエコー情報を取得することを含むものであってもよい。 N 個の画像プレーンしかスキャンされないと判断された場合、当該処理は何れか N' 個の画像プレーンを取得しない。パイプレーン画像が取得されると判断された場合、当該処理は少なくとも1つの N' 個の画像プレーンを取得することを含むものであってもよく、従って、少なくとも1つの N' 個の画像プレーンのエコー情報を取得することを含むものであってもよい。アクション109を終了した後、当該処理はアクション113に続く。

30

【0032】

アクション113の間、当該処理は、 N 個の画像プレーンのそれぞれについて受信した取得されたエコー情報に基づき、 N 個の画像プレーンのそれぞれの画像情報を生成することを含むものであってもよい。当該処理は、当該技術において一般に周知である何れか適した方法を用いて画像情報を生成することを含むものであってもよい。 N 個のスキャンプレーンのそれぞれの画像情報がまた、ボリュームデータを生成するのに利用されてもよい。さらに、当該処理は、 N' 個のスキャンプレーンの取得したエコー情報に基づき、少なくとも1つの N' 個の画像プレーンの画像情報を生成してもよい。アクション113を終了した後、当該処理はアクション117に続く。

40

【0033】

アクション117の間、当該処理は、スキャン処理中にリアルタイム表示のための画像を選択することを含むものであってもよい。一部の実施例では、 N 個の画像プレーンの1つの画像プレーンが選択及び表示される。特定の実施例では、 N 個の画像プレーンに対してある角度（直交など）にあるパイプレーン画像プレーンが表示され、複数の N' 個の画像プレーンが取得された場合、 N' 個の画像プレーンの1つが表示用に選択される。表示用に選択された N 個の画像又はパイプレーン画像（ N' 個の画像など）が、正方形、矩形又はセクタ画像などとして、適したフォーマットによりユーザに表示可能である。 N 個の画像又はパイプレーン画像（ N' 画像など）が、当該処理及び/又はユーザにより選択さ

50

れてもよい。例えば、 N 又は N' 個の画像を選択したデフォルト設定がシステムのメモリ及び/又は選択を通じてユーザから取得されてもよい。従って、当該処理は、ユーザが(所望の場合、スキャン前又は間など)表示すべき画像を選択するためやりとりするユーザインタフェース(例えば、ノブ、メニューなど)をユーザに提供することを含むものであってもよい。

【0034】

一部の実施例では、削除の処理が、表示すべき N 個の画像及び/又は N' 個の画像を選択するのに利用されてもよい。例えば、表示される画像は取得及び記憶された N 又は N' 個の画像プレーンから選択されてもよい。表示されないその他の残りの N 又は N' 個の画像プレーンは、 $DNSP$ として参照される。一実施例では、 $N=6$ であって、表示されないスライス($DNSP$ など)がスライス1, 2, 3, 5, 6であると仮定すると、当該処理は、表示すべき画像プレーンが4番目のスライスであると判断してもよい。従って、一部の実施例では、 $DNSP$ がまず決定され、その後、表示すべき画像プレーンが決定されてもよい。更なる他の実施例では、表示すべき N 個の画像又は N' 個の画像が、ユーザのIDに基づき決定されてもよい。従って、これらの実施例では、当該処理はユーザを特定し、システムのメモリからユーザの設定を取得し、その後ユーザの設定に従って N 個の画像プレーン又は N' 個の画像プレーンを設定する。アクション117の終了後、当該処理はアクション119に続く。また、アクション117, 119は当該処理の異なる順序で実行可能であることが留意される。例えば、アクション117及び/又は119は、取得されるべきスライス又は画像プレーンの個数が決定されると、アクション105の後に実現可能である。

10

20

【0035】

アクション119の間、当該処理は $DNSP$ を選択してもよい。 $DNSP$ は、スキャン中に取得される N 個の画像プレーンの($N-1$)又は N' 個の画像プレーンの($N'-1$)を含む。 $DNSP$ は、記憶されるが、リアルタイムには表示されない(例えば、非表示スライス)画像プレーンである。 $DNSP$ は、システムのメモリ及び/又はユーザ入力などからの何れか適した方法を用いて選択されてもよい。 $DNSP$ は更にスキャンされる組織のタイプ(例えば、肝臓スキャン、心臓スキャンなど)に従って設定されてもよいことが更に想定される。更なる他の実施例では、 N の値及び表示対象の画像プレーンが決定されると、 $DNSP$ が削除の処理を用いて決定される。従って、 $N=7$ であって、表示対象の画像プレーンが4であると判断された場合、当該処理は、 $DNSP$ が1, 2, 3, 5, 6, 7であると判断してもよい。同様の処理が、 N 個の画像プレーンに直交する N' 個の画像プレーンからの選択に適用される。一実施例では、1つのバイプレーン画像が選択されるが、他の N' 個の画像プレーンがまた選択及び表示可能である。

30

40

【0036】

N 個の画像プレーンスライスを参照して、一部の実施例によると、 $DNSP$ スライスの位置、間隔、厚さ、深さ及び/又は向きが、当該処理及び/又はユーザにより設定されてもよいことが想定される。一部の実施例では、他の値、設定及び/又はパラメータが必要である場合、当該処理は、システムのメモリから対応するデフォルト値を取得することを含むものであってもよい。アクション119の終了後、当該処理はアクション121に続く。

【0037】

アクション121の間、当該処理は、システムのディスプレイ上にレンダリングするためのリアルタイムディスプレイフレーム(RTDF)を形成することを含むものであってもよい。 SSP 及び SSP に直交する画像プレーンなどのリアルタイムに表示される関心オブジェクトの生成された全ての超音波画像は、RTDFを投入するものである。しかしながら、 $DNSP$ などの表示されない画像プレーンは、RTDFを投入するためのものではない。

【0038】

アクション123の間、当該処理は、 N 個の画像プレーンしかイメージング中に取得さ

50

れないか判断することを含むものであってもよい。これは、2Dスキャンとして図1で参照される。N個の画像プレーンしか取得されないと判断された場合、当該処理はアクション137に続く。しかしながら、少なくとも1つのN'個の画像プレーンが表示及び/又は取得されると判断された場合、当該処理は、リアルタイムディスプレイフレームが、2DスキャンにおけるN個の画像プレーンに直交するN'個の画像プレーンなどのN'個の画像プレーンの少なくとも1つを表示するアクション133に続く。システム及び/又はユーザは、N及び/又はN'個の画像プレーンが記憶及び/又は表示されるか選択してもよい。例えば、一部の実施例では、当該処理は、何れの画像プレーンが記憶及び/又は表示されるか選択するためシステムとやりとりするユーザインタフェース(ノブ、メニューなど)をユーザに提供してもよい。この設定は、初期設定処理中などの何れかの時点で実行されてもよい。更なる他の実施例では、実行されるスキャンタイプ(肝臓CEUSなど)に応じて、当該処理は、記憶及び/又は表示されるN及び/又はN'個の画像プレーンについてデフォルトコンフィギュレーション又はユーザ嗜好を選択してもよい。

10

【0039】

RTDFは、連続又は不連続エリアを含み、システム(例えば、デフォルト、テストタイプによって、テストパラメータなどによって)又はユーザにより選択されうる形状及び/又はサイズを有してもよい。従って、RTDFは、選択されたN個の画像プレーンの画像情報(例えば、所望の場合、関心領域を含む)、N'個の画像プレーンの画像情報(例えば、直交するN'個の画像プレーン)及び測定、軸、スライス位置、ハイライト化などの何れか関連する情報が投入されてもよい。一部の実施例では、RTDFはヌル情報を含むものであってもよい。例えば、図2は、本システムの実施例による画像202が腫瘍14などの関心領域の画像情報を含むN個の画像プレーン(所望される場合、関心領域内のスライスなど)に対応する超音波画像202を含むRTDF200のスクリーンショットの一部を示す。RTDF200は更に、超音波画像202に対応するN個の画像プレーンに対してある角度にあるN'個の画像プレーンに対応する超音波画像204を含むものであってもよい。ライン204aは、パイプレーン超音波画像204が関連して配置される場所を特定するため、N個の画像プレーンの超音波画像202にオーバーレイされてもよい。他のライン206a, 206b, 206c, 206dは、他のN'個の画像プレーンがイメージング及び記憶されるが、表示されない場所を示すため、オーバーレイ及び表示可能である。図2は、画像上で実線及び破線を示すが、他のインジケータは、何れのラインが表示され、記憶されているかユーザに通知するのに利用可能である。例えば、反対のカラー、星又は他のアイコンが、画像の外側のエッジに配置され、異なるカラーなどにより示すことができる。画像上のライン又は他のマーキングがまた、より良好な画像ビューイングを可能にするため、ディスプレイから削除できる。一般に、当該情報は、ユーザに取得されるN個のプレーンの個数と互いに対する位置とを示す。もちろん、N個の画像プレーンはN'個の画像プレーンに直交しているため、超音波画像202はN'個の画像プレーンに対応可能であり、超音波画像204は直交するN個の画像プレーンに対応可能である。同様に、ライン204a, 206a~206dはN個の画像プレーンに対応可能である。超音波画像202は、当該技術において知られる何れか適したイメージング方法を用いて当該処理により構成され、本システムの実施例により動作する修正されたiSlic

eTM環境において表示可能である。図2にまた示されるように、距離dsは、N又はN'個のイメージングプレーンの隣接するイメージングプレーンの間の角距離を示す。一部の実施例では、画像プレーンは平行であってもよく、dsがmmの単位を参照してもよい。各イメージングプレーンの間の角距離dsは等しくてもよい(例えば、N個のイメージングイメージングプレーンは、プレーンは互いから等距離であってもよい)。しかしながら、更なる他の実施例では、イメージングプレーンは、システム及び/又はユーザにより設定されるように、不均一に離間されてもよい。N及びdsは(逆)相関してもよい。例えば、Nの増加はdsの減少をもたらす、その反対であってもよい。アクション121の終了後、当該処理はアクション123に続く。

20

30

40

【0040】

50

一部の実施例では、アクション 133 は、図 3 に示されるように、N 個の画像プレーンに対応する超音波画像 304 と N' 個の画像プレーンに対応する超音波画像 304' との双方の画像情報を RTDF 200 に投入することを含むことができる。さらに、当該処理は、N 個の画像プレーンのそれぞれの位置を決定し、それらをライン 306a ~ 306d として示す。ライン 306' a ~ 306' d は、N 個の画像プレーンに直交する N' 個の画像プレーンに対応する。ライン 304, 304', 306a ~ d 及び 306' a ~ d のプロジェクションは、X マトリクス トランス デューサ などの 2D アレイ トランス デューサの正面から直交する向きの方に RTDF 200 において示されうる。このビューは、プローブの方位及び高度のサイズに関して画像プレーンがどのように向き付けされるかのアイデアをユーザに提供可能である。図 3 において、RTDF 300 は、N' 個の画像プレーン 304 及び直交する N' 個の画像プレーン 304' のディスプレイを含む。図示されるように、画像は矩形形式で表示されるが、図 2 に示されるセクタ形状の画像フォーマットがまた利用可能である。実線 304, 304' は表示されている画像プレーンを示し、破線 (306' a など) は DNSP を示す。

10

20

30

40

50

【0041】

アクション 133 の終了後、当該処理はアクション 137 に続く。一部の実施例では、当該処理は、表示対象の情報、所望のフォーマット及び / 又はシステムのディスプレイなどのレンダリング装置に RTDF を適合させてもよい。アクション 137 の間、当該処理は、リアルタイムにシステムのディスプレイに超音波画像 202 をレンダリングするか、又は少なくとも N' 個の画像プレーン (例えば、2 つの直交する超音波画像 304, 304') をレンダリングしてもよい。

【0042】

図 4 は、RTDF 404 を含むグラフィカルユーザインタフェース (GUI) 402 のスクリーンショット 400 の一部を示す。図 4 に示されるように、RTDF 404 は、互いに隣り合う 2 つの 2D 画像 10, 12 を含む。図 4 の右側の画像 12 は、画像 10 を表示するため取得される画像プレーンに直交する画像プレーンである。本実施例では、画像 10, 12 は、それらが腫瘍 14 の中間に配置されるように、ユーザに通知するため利用可能である。図 4 における破線 16 は組織構造である。図示されるように、画像 10 上にオーバーレイされるラインは 1 ~ 5 に番号付けされ、スキャンライン 3 は画像 12 を生成するため利用される画像プレーンの位置に対応する。ライン 1, 2, 4, 5 は、画像 10 を生成するのに利用される画像プレーンに直交する他の画像プレーンに対応する (図 2 における 206a ~ 206d と同様)。典型的には、ライン 1, 2, 4, 5 は、表示用に示されないが、システムによって記憶される。ライン 3 に対応する画像 12 のみが表示される。図 4 において、ライン 1 ~ 5 に対応する画像がまた、空間における腫瘍 14 の異なるスライス又は断面を示す 5 つのより小さい画像 18 として示される。腫瘍 14 の中心の断面は画像 12, 3 において示され、画像 3 に示される中心の腫瘍断面は、腫瘍のスライス 1, 2, 4, 5 の画像に示されるサイド又はオフセンタの断面より大きい。

【0043】

画像 10 における実線 3 は、インタフェースの右パネルにおける画像 12 としてリアルタイムに表示される隣接画像に示される腫瘍 14 内の断面の位置を示す (すなわち、腫瘍 14 の中央)。画像 10 における破線 1, 2, 4, 5 は、これらのオフセンタ腫瘍スライスが、現在表示されている画像 12 の代わりにインタフェースの右パネル上 (すなわち、図 4 のサイド) に表示用にユーザによる選択のため利用可能であることを示す。もちろん、所望される場合、複数の腫瘍スライスが画像 10 の隣に表示されてもよく、利用可能な全ての腫瘍スライス 1 ~ 5 が同時に表示されてもよい。しかしながら、これは GUI を一杯にし、混乱を生じさせうる。従って、ライン 3 に対応する 1 つの超音波画像のみが画像 12 において表示される。

【0044】

1, 2, 4, 5 の破線はまた、他の何れの画像 (表示された画像 12 に加えて) がスキャン中に取得されるか示し、図示しないが、センタスライスが画像 10 の実線 3 により示

されるようにユーザにより選択されるとき、画像 1 2 に示される現在選択されている画像がセンター腫瘍スライスである。すなわち、画像プレーン 1 ~ 5 に沿って腫瘍 1 4 の各種断面が記憶され、画像プレーン 3 のみが（ユーザにより選択された）直交画像 1 2 として示される。記憶されている断面画像は、オフラインで確認でき、例えば、定量化のため利用可能であり、及び / 又は図 4 に示される現在の画像 1 0 , 1 2 の隣の更なる画像に表示可能である。

【 0 0 4 5 】

ユーザがリアルタイムで取得される腫瘍など、関心オブジェクトのプレーン又はスライスのスキャン密度又は数を選択可能であることに留意すべきである。従って、図 4 に示される 5 つのプレーン又はスライスの代わりに、ユーザは、例えば、5 ~ 1 0 へのリアルタイムにより取得されたスライスの増加などの、スキャン密度を変更してもよい。さらに、追加的なスライスが異なる角度によりリアルタイムに取得されてもよい。例えば、5 つのプレーン又はスライス 1 ~ 5 に加えて、更なる 5 つのプレーン又はスライス 1 ' ~ 5 '（図示せず）がまた、画像として取得及び表示されてもよく、ここで、更なるスライス 1 ' ~ 5 ' はスライス 1 ~ 5 に直交する。2 つの直交する中間スライス 3 , 3 ' は、ブルズアイ（bull's-eye）センターにより示されるように、腫瘍 1 4 の中心をより良好に規定するのに利用されてもよい。追加的な画像が、図 3 における画像 3 0 4 の隣に表示される画像 3 0 4 ' と同様に、画像 1 2 の隣に表示可能であり、ここで、2 つの画像 3 0 4 , 3 0 4 ' は、例えば、互いに直交する。

【 0 0 4 6 】

G U I 4 0 2 は、ユーザが処理及び / 又はシステムとやりとりするメニュー及び R T D F 4 0 4 を含むものであってもよい。従って、メニューは、それぞれボックス 4 2 2 , 4 1 8 , 4 1 6 , 4 2 3 , 4 2 4 にリスとされた N の値、S S P、D N S P S、スキャンのタイプ、関心領域などの情報を含むものであってもよい。さらに、U I 4 0 2 は、曜日、日付、時間情報 4 0 8、マシーン I D 4 1 0 などのスキャナに関する情報、医師 I D 4 0 6 及びユーザ I D（例えば、超音波診断技師）4 1 2 などのスキャンを実行及び / 又は順序づける専門家に関する情報を含むものであってもよい。G U I 4 0 2 は更に、患者 I D 4 1 4 などの患者を特定しうる情報を含むものであってもよい。ソフトキー 4 2 0 は、所望される場合、S S P の値を変更するよう選択されてもよい。更なる実施例では、ユーザは、例えば、所望されるように、超音波スキャナ制御パネルの回転ノブなどを用いて、N 及び / 又は N ' 個の画像スライスに対応する取得した基礎となるスキャンプレーンの位置及び / 又は個数を制御してもよい。あるいは、タッチパネルはまたユーザ制御のためシステムに統合されてもよい。

【 0 0 4 7 】

一部の実施例では、N 個の画像プレーンを選択することは、N ' 個の画像プレーンの選択を自動的にもたらす。例えば、N が 2 であると選択される場合（すなわち、S S P = 2）、画像情報は、図 3 に示される画像 3 0 4 , 3 0 4 ' などの 2 つの画像として表示するため、直交スライス 2 と 2 ' との双方について表示される（すなわち、S S P ' = 2）。アクション 1 3 7 の終了後、当該処理はアクション 1 4 1 に続く。

【 0 0 4 8 】

アクション 1 4 1 の間、当該処理は、以降の利用のためシステムのメモリにおいて当該処理により生成及び / 又は利用される情報を記憶又は選択することを含むものであってもよい。例えば、エコー情報、N 個の画像プレーンのそれぞれについて生成された画像情報、直交フレームの画像情報、R T D F、N、S S P、D N S P、患者の名前、スキャンを実行した専門家、スキャンのタイプ、スキャンの日付、医師名（スキャンを指示した）などのパラメータ設定などが、オフライン定量化又は他の後処理などの以降の利用のため、システムのメモリに記憶されてもよい。さらに、記憶されている情報は、以降の C E U S スキャンなどの以降のスキャンのため、パラメータを決定するのに利用されてもよい。本システムにより利用、取得及び / 又は生成されるデータは、ピクチャアーカイビングシステムなどの何れか適したアーカイビングシステムに記憶されてもよい。さらに、N_{3D} 未

10

20

30

40

50

満となるようにNの値を制御することによって、スキャンプレーンの個数が低減され、システムリソースを節約し、データワークフローチャレンジを低減又は防ぐことができる。アクション141の終了後、当該処理はアクション105を繰り返すか、又はアクション145に続き、所望の場合、終了する。

【0049】

本システムの実施例により動作するオフライン処理がまた、N個の画像プレーンの画像情報などの当該処理により生成されるデータに対して定量的解析を実行するのに利用されてもよい。例えば、定量化解析は、CEUS手順中に画像の領域（腫瘍など）における強度を合計するのに利用可能である。当該強度定量化は、特に強度が組織における血液の造影剤の存在に関連する用途において、腫瘍に存在する血管の量を示すのに利用可能である。さらに、本システムの実施例により動作する修正されたLive-iSliceTM法が従来方法に対してエンハンスされたフレームレート及びワークフローを提供するためマトリクストランスデューサを用いて実行されてもよい。

10

【0050】

本システムの実施例は、N個の画像プレーンのリアルタイムのデタイメージングを実行してもよく、ここで、 $2 < N < N_{3D}$ であり、 N_{3D} はリアルタイム3Dイメージングにおいて取得される典型的なプレーン数である。さらに、本システムの実施例は、オペレータがスキャンプレーン数Nを制御することを可能にし、これにより、オペレータは、腫瘍の空間サンプリングとフレームレートとの間の許容されるトレードオフに達するようにNを調整可能である。しかしながら、使用中、本システムの実施例はリアルタイムにN個のスキャンプレーンの1つのスキャンプレーンしかレンダリングしない。従って、ユーザがエンハンスされたユーザインタフェース（UI）において1つのスキャンプレーンしかリアルタイムに追従する必要がないため（リアルタイムに複数のスキャンプレーンと反対に）、ユーザの注意散漫及び混乱を低減又は完全に防ぐことができる。

20

【0051】

本システムの実施例は、従来のリアルタイム3Dシステムより高いボリュームレートでデータを提供する。これは、CEUS法を実行する際に効果的であり、結果の精度を向上させる。さらに、本システムの実施例により動作するユーザインタフェース（UI）を提供することによって、重要な時における不当な注意散漫を防ぐことができる。これは、より正確なテスト結果及び／又はより少ない試験の失敗をもたらす。

30

【0052】

単一のスキャンプレーンを利用することから取得される情報に基づく腫瘍などの3次元（3D）構造の解析は信頼性が低く、フル3Dスキャンは時間的及び空間的制約を有するため、本システムの実施例はこれらの方法の双方に効果を提供する。例えば、N個のスキャンプレーンを提供することによって、ここで、Nは2より大きく、フル3Dスキャンを用いて取得される複数（例えば、 N_{3D} 個）のスキャンプレーン未満であり、本システムの実施例は、

既存のシステムに対して時間的及び空間的コントラストを増大させ、これにより、より迅速でより正確なスキャン解析を可能にする。このエンハンスメントは、本システムの実施例により用いられる方法の診断検証及び広範な採用に望ましい。

40

【0053】

さらに、複数のスキャンされた画像プレーン（例えば、N個のスキャンプレーン）に関する画像情報を提供することによって、例えば、画像処理方法などを利用した比較のため、少なくとも1つの現在導出されるスキャンプレーンから取得された画像情報と以前のスキャン（例えば、以前に取得され、システムのメモリに記憶される）からのスキャンプレーンの画像情報とをマッチングすることがより容易になりうる。従って、現在及び以前のスキャンプレーンをより密接にマッチングすることによって、本方法の実施例による動作するパラメータを決定するためのCEUS法は、従来のCEUS法に対して高い精度を提供する。これは治療モニタリングに有益である。さらに、同様の利点は、腫瘍を特徴付けるため、2D CEUS法を用いて腫瘍の複数のスキャンプレーン（N個のスキャンプレ

50

ーンなど)から情報を収集する特徴付け研究のため、本システムの実施例を用いて取得されてもよい。例えば、腫瘍における複数のスキャンプレーンに関する情報を取得することによって、腫瘍全体の特徴をより表現する腫瘍の特徴付けが、単一のプレーンを用いて収集される情報と対照的に取得されてもよい。

【0054】

図5を参照して、本発明の原理により構成される超音波システム510がブロック図の形式で示される。超音波システムは、フロントエンド取得サブシステム510A及びディスプレイサブシステム510Bの2つのサブシステムによって構成される。超音波プローブは、2次元マトリクスアレイトランスデューサ570及びマイクロビームフォーマ572を含む取得サブシステムに結合される。マイクロビームフォーマは、アレイトランスデューサ570の要素(パッチ)のグループに適用される信号を制御する回路を有し、各グループの要素によって受信されるエコー信号の処理を実行する。プローブにおけるマイクロビームフォーミングは、プローブと超音波システムとの間のケーブルにおけるコンダクタの個数を効果的に低減し、米国特許第5,997,479号(Savord et al.)及び米国特許第6,436,048号(Pesque)に説明され、高フレームレートリアルタイム(ライブ)イメージングの送受信のビームの電子ステアリングを提供する。

10

【0055】

プローブは、超音波システムの取得サブシステム510Aに結合される。取得サブシステムは、ユーザコントロール536に応答し、送信ビームのタイミング、周波数、方向及びフォーカシングに関してプローブを指示する制御信号をマイクロビームフォーマ572に提供するビームフォームコントローラ574を有する。ビームフォームコントローラはまた、アナログ・ツー・デジタル(A/D)コンバータ518及びビームフォーマ520の制御によって取得サブシステムによって受信されるエコー信号のビームフォーミングを制御する。プローブにより受信される部分的にビーム形成されるエコー信号は、取得サブシステムにおけるプリアンプ及びTGC(Time Gain Control)回路516によって増幅され、その後A/Dコンバータ518によりデジタル化される。デジタル化されたエコー信号は、その後メインシステムビームフォーマ520によってフルステアリング及びフォーカスされたビームに形成される。エコー信号は、その後デジタルフィルタリング、Bモード検出などを実行し、ハーモニック分離、スペckルリダクション及び他の所望の画像信号処理などの他の信号処理を実行可能な画像プロセッサ522により処理される。

20

30

【0056】

取得サブシステム510Aにより生成されるエコー信号は、ディスプレイサブシステム510Bに結合され、表示用のエコー信号を所望の画像フォーマットに処理する。エコー信号は、エコー信号をサンプリングし、ビームのセグメントを完全なライン信号にスプライシングし、信号対雑音の改善又はフロー保持のためライン信号を平均化することが可能な画像ラインプロセッサ524により処理される。2D画像の画像ラインは、当該技術において知られるようなR-t h e t a変換を実行するスキャンコンバータ526によって、所望の画像フォーマットにスキャン変換される。従って、スキャンコンバータは、直線的又はセクタ画像フォーマットをフォーマット化可能である。その後、画像は、ディスプレイ538上に表示可能な画像メモリ528に記憶される。メモリにおける画像はまた、生成されたグラフィクスがディスプレイの画像に関連するように、ユーザコントロール536に応答するグラフィクス生成手段534により生成される画像と一緒に表示されるグラフィクスにオーバーレイされる。個々の画像又は画像シーケンスは、画像ループ又はシーケンスのキャプチャ中にサインメモリ530に記憶することが可能である。図2に関して、例えば、超音波イメージングシステムは、マトリクスアレイトランスデューサにより取得されるような選択されたN個の画像プレーンに対応する超音波画像202及び/又はN'個の画像プレーンに対応する超音波画像204を表示するよう構成される。ライン(206aなど)は、グラフィクス生成手段を通じて表示された画像上に表示可能である。

40

【0057】

50

2Dアレイトランスデューサは、少なくとも1つのN又はN'個の画像プレーンから画像データを取得するよう動作可能である。例えば、2Dアレイトランスデューサは、図2の画像プレーン206a, 206b, 204a, 206c, 206dに対応する画像を生成するため利用可能である。マトリクスアレイプロブが、コントロールパネル536の制御の下で選択されるN個の画像プレーンとN'個の画像プレーンとの双方をスキャンするよう動作するとき(図3と同様に)、ビームフォームコントローラ574は、異なる2つの画像プレーンの画像を迅速にリアルタイムな遷移で交互に取得するよう制御される。コントロールパネル536の制御はまた、スキャンされる各種イメージングプレーンの所望の角度及び向きを選択するため利用可能であり、例えば、回転、ティルト又はエレベーションティルトが変更可能である。2つのN及びN'個の画像プレーンのライブ画像は、図2に示されるように、隣り合って表示可能である。一実施例では、超音波診断技師は、ターゲットの生体構造がN'個のプレーン画像202にコンスタントに表示され、その後画像204を生成するためにN'個の画像プレーンをティルト、回転又はエレベートするようコントロールパネルの制御を操作するように、マトリクスアレイプロブをしっかりと保持することができる。本発明の原理によると、バイプレーン画像が同じ表示フレームにおける双方の画像による標準的なフォーマットによって又は独立した画像として表示、記憶及び/又はエクスポートされてもよい。さらに、図示しないが、システムは更に、所望される場合、3Dボリュームを表示するのに利用可能な3Dプロセッサを有することができる。

10

20

【0058】

本システムの実施例は、PhilipsTM X5-1, X6-1, X7-2, X7-2tマトリクストランスデューサなどのマトリクストランスデューサを有する超音波システムと互換的であってもよい。本システムの実施例は、腫瘍治療モニタリングなどの複数のスキャンプレーンの(オンライン又はオフライン)可視化及び/又は定量化を必要とする用途のための改良されたシステム及び方法を提供することが更に予想される。

【0059】

本発明は特定の実施例を参照して図示及び説明されたが、本発明がこれに限定されず、各種特徴及び実施例の組み合わせを含む形態及び詳細の各種変更が、本発明の趣旨及び範囲から逸脱することなく可能であることは、当業者により理解されるであろう。

30

【0060】

本システムの更なる変形は、当業者に容易に想起し、以下の請求項によって網羅される。

【0061】

最後に、上記説明は本システムを単に例示することを意図したものであり、添付した請求項を何れか特定の実施例又は実施例のグループに限定するものとして解釈されるべきでない。従って、本システムは一例となる実施例を参照して説明されたが、多数の修正及び代替的な実施例が、以下の請求項に提供される本システムのより広範で意図された趣旨及び範囲から逸脱することなく、当業者により創出されることが理解されるべきである。明細書及び図面は、例示的な方法でみなされるべきであり、添付した請求項の範囲を限定することを意図していない。

40

【0062】

添付した請求項を解釈する際、

- a) “有する”という単語は所与の請求項に列記された以外の他の要素又はアクションの存在を排除するものでなく、
- b) 要素に先行する“ある”という単語は当該要素が複数存在することを排除せず、
- c) 請求項における何れかの参照符号はその範囲を限定せず、
- d) 複数の“手段”は同一のアイテム、ハードウェア、ソフトウェアにより実現される構成又は機能によって表現されてもよく、
- e) 開示された要素の何れかはハードウェア部分(例えば、離散的で一体化された電子回路を含む)、ソフトウェア部分(例えば、コンピュータプログラミング)及びこれらの何

50

れかの組み合わせから構成されてもよく、

f) ハードウェア部分はアナログ部分とデジタル部分との一方又は双方から構成されてもよく、

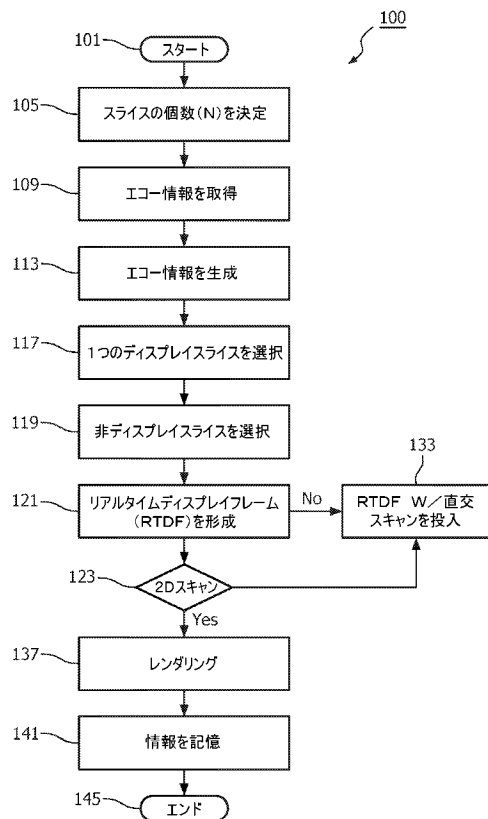
g) 特段の断りがない場合、開示された装置又はその一部の何れかが一緒に組み合わせられるか、又は更なる部分に分離され、

h) アクション又はステップの特定のシーケンスは、特段の断りがない場合、必要とされることは意図されず、

i) “複数”の要素の用語は、請求された要素の2つ以上を含み、何れか特定の数の範囲の要素を意味せず、すなわち、複数の要素が2つの要素と同程度であってもよく、無数の要素を含むものであってもよい。

10

【図1】



【図2】

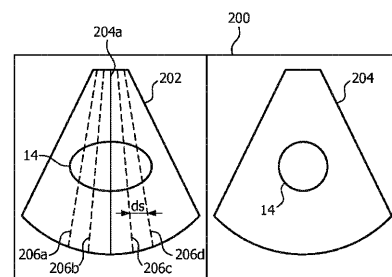


FIG. 2

【図3】

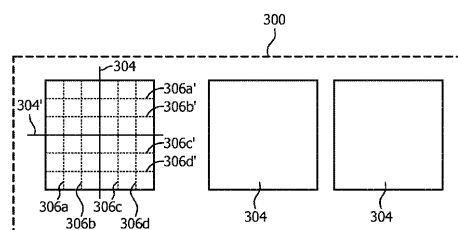
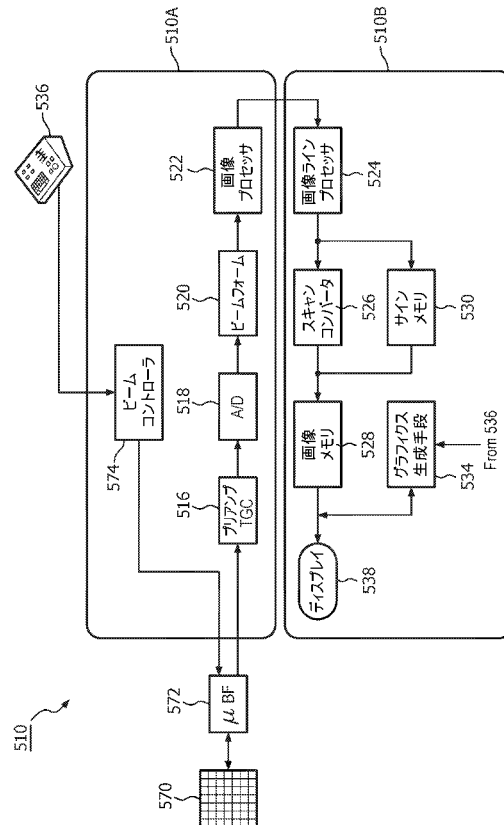


FIG. 3

【 図 5 】



【請求項 3】

前記超音波画像は、前記複数の画像プレーンの他の画像プレーンに対してある角度にあるプレーンの画像情報からレンダリングされ、前記コントローラは更に、前記複数の画像プレーンの他の1つからの画像情報と他の超音波画像上へのオーバーレイのための複数のラインとに基づきリアルタイムにディスプレイのため前記他の超音波画像をレンダリングするように構成され、前記選択された画像プレーンに対応する選択されたラインが、画像プレーンを表示するため選択されないが、取得された対応する残りのラインと異なってディスプレイのためレンダリングされる、請求項1記載のシステム。

【請求項4】

前記記憶される画像情報は、リアルタイムにレンダリングされる前記選択された画像プレーンに対応する画像情報と、リアルタイムにレンダリングされない画像プレーンに対応する画像情報とを有する、請求項1記載のシステム。

【請求項5】

前記コントローラは更に、前記複数の画像プレーンに対応する画像情報に基づき造影剤の吸収を表す時間-強度曲線を生成するように構成される、請求項1記載のシステム。

【請求項6】

前記コントローラは更に、前記生成された時間-強度曲線に基づき、ピーク強度、前記時間-強度曲線の下エリア、立ち上がり時間及び平均送信時間の1つ以上を含むパラメータを決定するように構成される、請求項5記載のシステム。

【請求項7】

前記複数の画像プレーンは、複数のパラレル又は広がった画像プレーンと、前記複数のパラレル又は広がった画像プレーンに直交する少なくとも1つのプレーンとを含み、前記コントローラは更に、表示された画像プレーン以外の取得された1つ以上のインジケータをリアルタイムにディスプレイのためレンダリングするように構成される、請求項1記載のシステム。

【請求項8】

超音波画像を表示する方法であって、
複数の画像プレーンの個数を決定するステップと、
前記複数の画像プレーンのそれぞれに対応するエコー情報を取得するステップと、
前記取得したエコー情報に基づき前記画像プレーンのそれぞれの画像情報を生成するステップと、
前記画像プレーンのそれぞれに対応する画像情報をシステムのメモリに記憶するステップと、
前記複数の画像プレーンの画像プレーンを表示するため選択されないが、取得された他の1つ以上に対応する画像を表示することなく、選択された画像プレーンの画像情報から生成される超音波画像を表示するステップとを有する方法。

【請求項9】

前記超音波画像は、前記複数の画像プレーンの他の画像プレーンに対してある角度にあるプレーンの画像情報からレンダリングされ、前記方法は更に、前記超音波画像上にオーバーレイされる1つ以上のラインをディスプレイのためリアルタイムにレンダリングするステップを有し、前記1つ以上のラインは、関心領域においてスキャンされた前記複数の画像プレーンにおける1つ以上の他の画像プレーンを示す、請求項8記載の方法。

【請求項10】

前記超音波画像は、前記複数の画像プレーンの他の画像プレーンに対してある角度にあるプレーンの画像情報からレンダリングされ、前記方法は更に、前記複数の画像プレーンの他の1つからの画像情報と、他の超音波画像上のオーバーレイのための複数のラインとに基づきリアルタイムにディスプレイのため前記他の超音波画像をレンダリングするステップを有し、前記選択された画像プレーンに対応する選択されたラインが、画像プレーンを表示するため選択されないが、取得された対応する残りのラインと異なって表示するためレンダリングされる、請求項8記載の方法。

【請求項11】

前記記憶される画像情報は、リアルタイムにレンダリングされる前記選択された画像プレーンに対応する画像情報と、リアルタイムにレンダリングされない画像プレーンに対応する画像情報とを有する、請求項 8 記載の方法。

【請求項 1 2】

前記複数の画像プレーンに対応する画像情報に基づき造影剤の吸収を表す時間 - 強度曲線を生成するステップを有する、請求項 8 記載の方法。

【請求項 1 3】

前記生成された時間 - 強度曲線に基づき、ピーク強度、前記時間 - 強度曲線の下エリア、立ち上がり時間及び平均送信時間の 1 つ以上を含むパラメータを決定するステップを有する、請求項 1 2 記載の方法。

【請求項 1 4】

前記複数の画像プレーンは、複数のパラレル又は広がった画像プレーンと、前記複数のパラレル又は広がった画像プレーンに直交する少なくとも 1 つのプレーンとを含み、前記方法は更に、表示された画像プレーン以外の取得された 1 つ以上のインジケータをリアルタイムにディスプレイのためレンダリングするステップを含む、請求項 8 記載の方法。

【請求項 1 5】

前記超音波画像及び記他の超音波画像は、前記システムに関連するディスプレイ上にリアルタイムでのディスプレイのためレンダリングされ、前記コントローラは更に、前記ディスプレイ上に 1 つ以上のより小さな画像をレンダリングするよう構成され、前記より小さな画像のそれぞれは画像プレーンをディスプレイするため選択されないが、取得されたものに対応する、請求項 3 記載のシステム。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2015/050384

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
INV. A61B8/08	A61B8/00	G01S7/52 A61B8/14
ADD.		
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 G01S G06T		
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 practicable, search terms used)		
EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2014/013849 A1 (GERARD OLIVIER [NO] ET AL) 16 January 2014 (2014-01-16)	1,2,4, 7-9,11, 14-18
Y	paragraphs [0020] - [0022], [0026] - [0030], [0045]; figures 2,3a,5	3,5,6, 10,12, 13,19,20
Y	----- US 2012/230575 A1 (GAUTHIER THOMAS PATRICE JEAN ARSENE [US] ET AL) 13 September 2012 (2012-09-13) paragraphs [0030], [0031], [0041] - [0044]	3,5,6, 10,12, 13,19,20
X	----- US 8 012 090 B2 (STEEN ERIC N [NO] STEEN ERIC NORMANN [NO]) 6 September 2011 (2011-09-06) figure 4 ----- -/-	1,8,15
☒ 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		Date of mailing of the international search report
19 May 2015		28/05/2015
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Koprinarov, Ivaylo

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2015/050384

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2009/044316 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; ANDERSON MARTIN [US]; BRUCE MATTH) 9 April 2009 (2009-04-09) the whole document -----	1-20

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2015/050384

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2014013849	A1	16-01-2014	NONE
US 2012230575	A1	13-09-2012	CN 102596054 A 18-07-2012
		EP 2496144 A1 12-09-2012	
		JP 2013509931 A 21-03-2013	
		US 2012230575 A1 13-09-2012	
		WO 2011055312 A1 12-05-2011	
US 8012090	B2	06-09-2011	EP 1609422 A1 28-12-2005
		JP 5432426 B2 05-03-2014	
		JP 2006006935 A 12-01-2006	
		US 2005283078 A1 22-12-2005	
WO 2009044316	A1	09-04-2009	NONE

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, ST, 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, 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 100091214

弁理士 大貫 進介

(72)発明者 ゴーティエ, トマス パトリス ジャン アルセーヌ

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 5

(72)発明者 オルソン, ラーシュ ヨーナス

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

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD04 DE06 EE09 EE11 JC26 JC33 JC37

专利名称(译)	用于通过单平面或双平面实时成像获取多平面的超声系统及其操作方法		
公开(公告)号	JP2017504426A	公开(公告)日	2017-02-09
申请号	JP2016548654	申请日	2015-01-19
[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		
[标]发明人	ゴーティエトマスパトリスジャンアルセーヌ オルソンラーシュヨナス		
发明人	ゴーティエ,トマス パトリス ジャン アルセーヌ オルソン,ラーシュ ヨーナス		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/145 A61B8/463 A61B8/481 A61B8/5223 A61B8/523 G01S7/52074 G01S7/52084 A61B8/085 A61B8/5207 A61B8/469 A61B8/54		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD04 4C601/DE06 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/JC26 4C601/JC33 4C601/JC37		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	61/932312 2014-01-28 US		
其他公开文献	JP6560240B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及超声成像系统和方法，并且更具体地涉及适合于超声成像应用的单或双平面实时成像模式中的多平面采集，诸如量化肿瘤中的血流和肿瘤区域中的血量。用于超声成像系统和方法。超声成像设备确定多个图像平面以扫描关注区域，获取与多个图像平面中的每个图像平面相对应的回波信息，生成每个图像平面的图像信息，以及可以存储与每个图像对应的图像信息，并且可以显示包括感兴趣区域的超声图像，该超声图像可以是图像平面中的选定图像平面，也可以是与图像平面成一定角度的图像。从为双翼飞机生成的图像信息渲染。

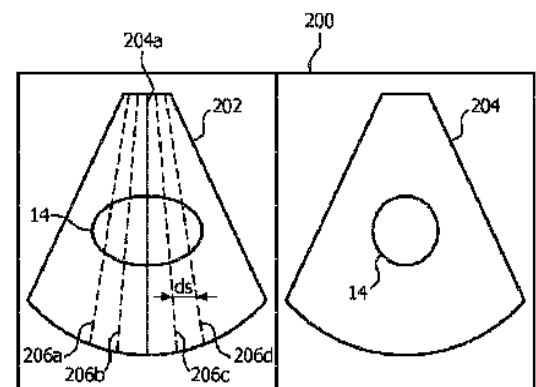


FIG. 2