

(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2017-502789

(P2017-502789A)

(43) 公表日 平成29年1月26日 (2017.1.26)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/14 (2006.01)F I
A 6 1 B 8/14テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2016-547084 (P2016-547084)
 (86) (22) 出願日 平成27年1月21日 (2015.1.21)
 (85) 翻訳文提出日 平成28年7月15日 (2016.7.15)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2015/051039
 (87) 国際公開番号 W02015/110436
 (87) 国際公開日 平成27年7月30日 (2015.7.30)
 (31) 優先権主張番号 PCT/CN2014/071553
 (32) 優先日 平成26年1月27日 (2014.1.27)
 (33) 優先権主張国 中国 (CN)
 (31) 優先権主張番号 14168419.1
 (32) 優先日 平成26年5月15日 (2014.5.15)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

(71) 出願人 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 アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhoven
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波撮像システム及び超音波撮像方法

(57) 【要約】

本発明は、対象の関心体積内の所望の撮像面の撮像品質を改良する超音波撮像システム及び超音波撮像方法を提供する。本発明によると、2Dマトリクス超音波トランスデューサの性能及び/又は超音波プローブの位置/向きのフレキシビリティを利用することにより前記所望の撮像面を直接的にスキャンすることが可能である。場合により、トランスデューサ素子の設定パラメータは、前記トランスデューサ素子から送信された超音波信号が、前記プローブを移動せずに前記所望の撮像面の超音波エコーデータを導出することができる。前記所望の撮像面が前記超音波プローブの位置/向きを変更することなしに直接的にスキャンされることができない他の場合に、前記超音波プローブの前記位置/向きは、ユーザインタラクションを用いて、特に前記所望の撮像面の直接スキャンを可能にするように前記プローブを移動するように前記ユーザをガイドする命令を出力することにより、調整されることができる。このようにして、前記所望の撮像面の画像は、(前記トランスデューサ素子の前記設定パラメータにより決定される)複数のスキャン面の超

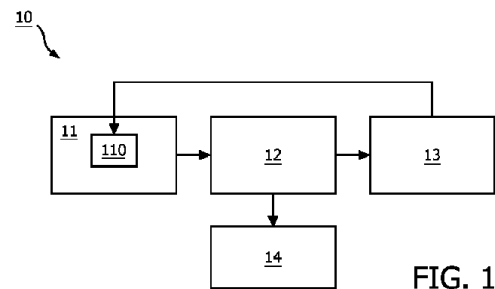


FIG. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波撮像システムにおいて、

トランスデューサ素子の二次元アレイを持つ超音波プローブであって、前記プローブが対象上の第 1 の位置に配置され、関心対象に対して第 1 の角度に傾けられ、前記プローブの前記トランスデューサ素子が設定パラメータの第 1 のセットを持つ場合に、前記プローブは、超音波信号を送信し、前記対象の前記関心体積の三次元体積データを取得し、前記関心体積の前記三次元体積データは、前記設定パラメータの第 1 のセットにより規定された複数のスキャン面の超音波エコーデータを有する、プローブと、

前記三次元体積データによって前記関心体積に対する所望の撮像面を決定し、設定パラメータの第 2 のセットを持つ前記トランスデューサ素子から送信された前記超音波信号が前記プローブを移動せずに前記所望の撮像面の超音波エコーデータを取得することができるような前記設定パラメータの第 2 のセットが存在するかどうかの結果を決定する処理ユニットであって、前記処理ユニットは、前記結果が肯定である場合に、前記設定パラメータの第 2 のセットを導出し、前記結果が否定である場合に、前記プローブが前記対象上の第 2 の位置に移動され、前記関心体積に対して第 2 の角度に傾けられる場合に、設定パラメータの第 3 のセットを持つ前記トランスデューサ素子から送信された前記超音波信号が前記所望の撮像面の超音波エコーデータを導出することができるような前記第 2 の位置、前記第 2 の角度及び前記設定パラメータの第 3 のセットを導出する、処理ユニットと、

前記結果が肯定である場合に、前記導出された設定パラメータの第 2 のセットによって前記トランスデューサ素子を調整し、前記結果が否定である場合に、前記導出された設定パラメータの第 3 のセットによって前記トランスデューサ素子を調整するトランスデューサコントローラと、

前記結果が否定である場合に、前記第 2 の位置に移動され、前記第 2 の角度に傾けられるように前記プローブを移動するように前記超音波撮像システムのユーザをガイドする命令を出力するディスプレイと、
を有する、超音波撮像システム。

【請求項 2】

前記ディスプレイが、前記所望の撮像面の前記超音波エコーデータから再構成された前記所望の撮像面の画像を表示する、
請求項 1 に記載の超音波撮像システム。

【請求項 3】

前記トランスデューサ素子の設定パラメータは、いずれのトランスデューサ素子が可能にされるべきか及び前記使用可能にされたトランスデューサ素子に対するビーム形成パラメータを有する、
請求項 1 に記載の超音波撮像システム。

【請求項 4】

前記処理ユニットが、前記三次元体積データ、臨床的对象及び所定のモデルによって前記関心体積前記所望の撮像面を自動的に決定する、
請求項 1 乃至 3 のいずれか一項に記載の超音波撮像システム。

【請求項 5】

前記超音波撮像システムが、前記ユーザの入力を受けるユーザインタフェースを有し、
前記ディスプレイが、前記三次元体積データから再構成された複数の画像を表示し、
前記処理ユニットが、前記三次元体積データから再構成された前記複数の画像に基づく前記ユーザの手動選択によって前記関心体積に対する前記所望の撮像面を決定する、
請求項 1 乃至 3 のいずれか一項に記載の超音波撮像システム。

【請求項 6】

前記処理ユニットは、前記プローブの前記第 1 の位置及び前記第 1 の角度と前記所望の撮像面との間の空間的位置関係に基づいて並びに前記トランスデューサ素子のレイアウトに基づいて、設定パラメータの第 2 のセットを持つ前記トランスデューサ素子から送信さ

10

20

30

40

50

れた前記超音波信号が前記プローブを移動せずに前記所望の撮像面の超音波エコーデータを取得することができるような前記設定パラメータの第2のセットが存在するかどうかの結果を決定する、

請求項1に記載の超音波撮像システム。

【請求項7】

超音波撮像方法において、

トランスデューサ素子の二次元アレイを持つ超音波プローブを用いて、超音波信号を送信し、対象の関心体積の三次元体積データを取得するステップであって、前記プローブは、前記対象上の第1の位置に配置され、前記関心体積に対して第1の角度に傾けられ、前記プローブの前記トランスデューサ素子は、設定パラメータの第1のセットを持ち、前記関心体積の前記三次元体積データは、前記設定パラメータの第1のセットにより規定された複数のスキャン面の超音波エコーデータを有する、ステップと、

前記三次元体積データによって前記関心体積に対する所望の撮像面を決定するステップと、

設定パラメータの第2のセットを持つ前記トランスデューサ素子から送信された前記超音波信号が前記プローブを移動せずに前記所望の撮像面の超音波エコーデータを取得することができるような前記設定パラメータの第2のセットが存在するかどうかの結果を決定するステップと、

前記結果が肯定である場合に、前記設定パラメータの第2のセットを導出し、前記結果が否定である場合に、前記プローブが前記対象上の第2の位置に移動され、前記関心体積に対して第2の角度に傾けられるときに、設定パラメータの第3のセットを持つ前記トランスデューサ素子から送信された前記超音波信号が前記所望の撮像面の超音波エコーデータを導出することができるような前記第2の位置、前記第2の角度及び前記設定パラメータの第3のセットを導出するステップと、

前記結果が肯定である場合に、前記導出された設定パラメータの第2のセットによって前記トランスデューサ素子を調整し、前記結果が否定である場合に、前記第2の位置に配置され、前記第2の角度に傾けられるように前記プローブを移動するように前記超音波撮像システムのユーザをガイドする命令を出力し、前記導出された設定パラメータの第3のセットによって前記トランスデューサ素子を調整するステップと、

を有する方法。

【請求項8】

前記所望の撮像面の前記超音波エコーデータから再構成された前記所望の撮像面の画像を表示するステップ、

を有する、請求項7に記載の方法。

【請求項9】

前記関心体積に対する前記所望の撮像面が、前記三次元体積データ、臨床的对象及び所定のモデルによって自動的に決定される、

請求項7及び8のいずれか一項に記載の方法。

【請求項10】

前記関心体積に対する前記所望の撮像面は、前記三次元体積データから再構成された前記複数の画像に基づく前記ユーザの手動選択によって決定される、

請求項7及び8のいずれか一項に記載の方法。

【請求項11】

前記設定パラメータの第2のセットを持つ前記トランスデューサ素子から送信された前記超音波信号が前記プローブを移動せずに前記所望の撮像面の超音波エコーデータを取得することができるような前記設定パラメータの第2のセットが存在するかどうかの結果を決定するステップが、前記プローブの前記第1の位置及び前記第1の角度と前記所望の撮像面との間の空間的位置関係に基づき、前記トランスデューサ素子のレイアウトに基づく、

請求項7に記載の方法。

10

20

30

40

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波撮像、より具体的には、対象の関心体積内の所望の撮像面の撮像品質を改良する超音波撮像システム及び超音波撮像方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来の一次元（1D）超音波プローブは、超音波信号が発せられうる一列のトランスデューサ素子を有する。更に、前記トランスデューサ素子の下の画像面は、観察領域の不均一性から来る反射超音波信号のエコーを検出することにより観察されうる。超音波トランスデューサを正確に配置及び移動することにより、例えば病変を有する前記対象の関心体積が、観察されうる。

10

【0003】

関心体積の超音波撮像において、医師、特に若手の医師にとっての臨床的挑戦は、特定の臨床目的に対して適切な又は望ましい関心体積に対する撮像面をいかにして見つけるかである。医師が所望の撮像面を見つかるのをサポートすることは、非常に価値があり、臨床医に対して高く必要とされる。コンピュータ技術の観点から、一次元超音波プローブにより取得された2D画像データは、人体が3D物体であるので、これを行うのに十分な情報を提供しないかもしれない。現在、このゴールに対して行われた研究活動は、主に（トランスデューサ素子の二次元アレイを有するマトリクストランスデューサを使用することにより取得される）3D又はより高次元のデータに基づき、一度高次元データが取得されると、医師が見たい対象を持つ所望の撮像面が決定され、前記所望の撮像面の対応する2D画像が表示される。

20

【0004】

二次元マトリクス超音波トランスデューサに関して、このようなトランスデューサは、行及び列に配置された超音波トランスデューサ素子のアレイを有しうる。トランスデューサアレイ面は、一次元超音波トランスデューサの場合のように依然として長方形でありうるが、前記トランスデューサ素子のアレイは、2次元マトリクスに配置される。この追加の複雑さは、超音波ビームが、面内のみではなく、三次元空間を通して操作及び焦点合わせされることを可能にしうる。当業者に既知であるように、前記二次元マトリクス超音波トランスデューサは、前記関心体積内の複数のスキャン面の超音波エコーデータから前記関心体積の三次元体積データを取得しうる。前記複数のスキャン面は、前記トランスデューサ素子に対する設定パラメータ、例えば、いずれのライン又は行が使用可能にされるか、及び前記使用可能にされた素子に対するビーム形成パラメータにより決定されうる。

30

【0005】

一度前記関心体積の三次元体積データが取得されると、いかなる所望の画像面も、コンピュータ処理アルゴリズムにより、例えば、前記複数のスキャン面の超音波エコーデータの補間（interpolation）により再構成されることができる。

【0006】

それにもかかわらず、医師にとって、二次元マトリクス超音波トランスデューサを用いて前記関心体積に対する前記所望の撮像面を見つかることが、より容易でありうるが、前記所望の撮像面の再構成及び表示される2D画像の品質は、不十分でありうる。

40

【0007】

特に、前記所望の撮像面の2D画像を再構成する現在の自動化された手段は、いくつかの不利点、例えば所望の撮像面にかかわらずマトリクストランスデューサの送信素子の固定された使用可能性等を持つ。換言すると、決定された所望の撮像面の画像は、超音波信号の送信方向において構成されえない。超音波信号は、信号集束プロセス及び対応する補間プロセスを持つので、所望の撮像面の画像が送信方向において生成されない（すなわち、所望の撮像面自体の超音波エコーデータにより生成されない）が、関心体積内の複数のスキャン面の超音波エコーデータの補間により再構成される場合、構成された2D画像の

50

品質は、高度に影響を受け、時々、臨床診断は、高いデータ品質が要求される一部の応用例に対して実行されることができない。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

したがって、所望の撮像面の撮像品質を改良することができる新しい超音波撮像システム及び方法に対する要求が存在する。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の一態様によると、超音波撮像システムが提案され、前記超音波撮像システムは

10

、
トランスデューサ素子の二次元アレイを持つ超音波プローブであって、前記超音波プローブは、前記プローブが対象の第1の位置に配置され、関心体積に対して第1の角度に傾けられ、前記プローブの前記トランスデューサ素子が設定パラメータの第1のセットを持つ場合に超音波信号を送信し、前記対象の前記関心体積の三次元体積データを取得し、前記関心体積の前記三次元体積データは、前記設定パラメータの第1のセットにより規定された複数のスキャン面の超音波エコーデータを有する、超音波プローブと、

前記三次元体積データによって前記関心体積に対する所望の撮像面を決定し、設定パラメータの第2のセットを持つ前記トランスデューサ素子から送信された超音波信号が前記プローブを移動せずに前記所望の撮像面の超音波エコーデータを取得することができるような前記設定パラメータの第2のセットが存在するかどうかの結果を決定する処理ユニットであって、前記処理ユニットは、前記結果が肯定である場合に、前記設定パラメータの第2のセットを導出し、前記結果が否定である場合に、前記プローブが前記対象上の第2の位置に移動され、前記関心体積に対して第2の角度に傾けられるときに、設定パラメータの第3のセットを持つ前記トランスデューサ素子から送信された超音波信号が前記所望の撮像面の超音波エコーデータを導出することができるような前記第2の位置、前記第2の角度及び前記設定パラメータの第3のセットを導出するように更に構成される、処理ユニットと、

20

前記結果が肯定である場合に前記導出された設定パラメータの第2のセットによって前記トランスデューサ素子を調整し、前記結果が否定である場合に前記導出された設定パラメータの第3のセットによって前記トランスデューサ素子を調整するトランスデューサコントローラと、

30

前記結果が否定である場合に、前記第2の位置に配置され、前記第2の角度に傾けられるように前記プローブを移動するように前記超音波撮像システムのユーザをガイドする命令を出力するディスプレイと、
を有する。

【0010】

このようにして、2Dマトリクス超音波トランスデューサの性能及び/又は前記超音波プローブの位置/向きのフレキシビリティを利用することにより前記所望の撮像面を直接的にスキャンすることが可能である。一部の例において、前記トランスデューサ素子の前記設定パラメータは、前記トランスデューサ素子から送信された超音波信号が、前記プローブを移動せずに前記所望の撮像面の超音波エコーデータを導出することができるように調整されることができる。前記所望の撮像面が前記超音波プローブの位置/向きを変えずに直接的にスキャンされることができない他の場合に、前記超音波プローブの位置/向きの調整は、ユーザインタラクションを用いて、特に前記所望の撮像面の直接的なスキャンを可能にするように前記プローブを移動するように前記ユーザをガイドする命令を出力することにより、可能である。

40

【0011】

このようにして、前記所望の撮像面の画像は、(前記トランスデューサ素子の前記設定パラメータにより決定される)前記複数のスキャン面の前記超音波エコーデータの補間に

50

より再構成されないが、前記画像は、前記所望の撮像面自体の前記超音波エコーデータから再構成される。換言すると、前記所望の撮像面は、直接的にスキャンされる。したがって、前記所望の撮像面の画質は、改良され、医師がより正確な診断を行うことを助けうる。

【0012】

本発明の一実施例において、前記トランスデューサ素子の前記設定パラメータは、いずれのトランスデューサ素子を使用可能にされるべきか及び前記使用可能にされたトランスデューサ素子に対する前記ビーム形成パラメータを有する。

【0013】

当業者に理解されることができるよう、前記トランスデューサ素子の前記ビーム形成パラメータは、例えば、前記使用可能にされたトランスデューサ素子の各々により送信される前記超音波信号の位相及び／又は受信側のビーム形成素子において前記使用可能にされたトランスデューサ素子により送信された前記超音波信号の前記エコーデータを合成するように構成されたビーム形成ベクトルを有してもよい。

【0014】

本発明の一実施例において、使用可能にされるべきである前記トランスデューサの前記素子が、第一に決定され、次いで前記使用可能にされた素子に対する前記ビーム形成パラメータが決定される。

【0015】

第一に使用可能にされるべきである前記トランスデューサの対応する素子を決定することにより、前記関心体積において撮像されることができると面を事前に拘束することが可能である。同時に、全ての素子を使用可能にしないことにより、処理コストが減少される。更に、送信する信号の対応する詳細な方向は、この場合、前記使用可能にされた素子に対するビーム形成パラメータを調整することにより決定される。このようにして、前記使用可能にされた素子から送信する信号は、前記所望の撮像面に一意的に対応する。

【0016】

本発明の一実施例において、前記処理ユニットは、前記三次元体積データ、臨床的対象及び所定のモデルによって前記関心体積に対する前記所望の撮像面を自動的に決定するように構成される。

【0017】

医師が見たい面の事前情報を得ることにより、所定のモデルが異なる臨床的対象に対して設定されている場合に利用可能な異なるオプションを持つことが可能である。面検出方法は、異なるハフ変換、セグメンテーションに基づく方法又は異なる対象のグラフィックモデル等であることができる。前記所望の撮像面の自動決定が、ここでリアルタイムで実現され、これは、従来のアプローチと比較して、処理の全体に対して及び後に続くスキャン計画に対してより多くの情報を提供することができることに注意すべきである。

【0018】

本発明の他の実施例において、前記超音波撮像システムは、前記ユーザの入力を受けるユーザインタフェースを更に有してもよい。この場合、前記ディスプレイは、前記三次元体積データから再構成された複数の画像を表示するように更に構成されてもよく、前記処理ユニットは、前記三次元体積データから再構成された前記複数の画像に基づく前記ユーザの手動選択によって前記関心体積に対する前記所望の撮像面を決定するように更に構成されてもよい。

【0019】

前記自動的に決定された撮像面が十分に良好ではない、又は自動オプションが利用可能ではない場合、医師は、彼ら自身で前記面を見つける必要がある。前記三次元体積データ内で、医師は、前記面を手動で移動し、前記面の位置は、現在の合計3Dデータにおいて表示されるべきである。これは、スキャン処理中にリアルタイムで実行されるべきであるので、前記表示される2D画像の補間は、従来のスキャン動作より複雑ではないはずである。同時に、空間情報が提供され、これは、医師が前記画像を解釈するのをより便利にす

10

20

30

40

50

る。

【 0 0 2 0 】

本発明の他の態様によると、超音波撮像方法が提案され、前記方法は、

トランスデューサ素子の二次元アレイを持つ超音波プローブを用いて、超音波信号を送信し、対象の関心体積の三次元体積データを取得するステップであって、前記プローブが、前記対象上の第 1 の位置配置され、前記関心体積に対して第 1 の角度に傾けられ、前記プローブの前記トランスデューサ素子が、設定パラメータの第 1 のセットを持ち、前記関心体積の前記三次元体積データが、前記設定パラメータの第 1 のセットにより規定された複数のスキャン面の超音波エコーデータを有する、ステップと、

前記三次元体積データによって前記関心体積に対する所望の撮像面を決定するステップと、 10

設定パラメータの第 2 のセットを持つ前記トランスデューサ素子から送信された前記超音波信号が、前記プローブを移動せずに前記所望の撮像面の超音波エコーデータを取得することができるような前記設定パラメータの第 2 のセットが存在するかどうかの結果を決定するステップと、

前記結果が肯定である場合に、前記設定パラメータの第 2 のセットを導出し、前記結果が否定である場合に、前記プローブが前記対象上の第 2 の位置に移動され、前記関心体積に対して第 2 の角度に傾けられるときに、設定パラメータの第 3 のセットを持つ前記トランスデューサ素子から送信された前記超音波信号が、前記所望の撮像面の超音波エコーデータを導出することができるような前記第 2 の位置、前記第 2 の角度及び前記設定パラメータの第 3 のセットを導出するステップと、 20

前記結果が肯定である場合に、前記導出された設定パラメータの第 2 のセットによって前記トランスデューサ素子を調整し、前記結果が否定である場合に、前記第 2 の位置に配置され、前記第 2 の角度に傾けられるように前記プローブを移動するように前記超音波撮像システムのユーザをガイドする命令を出力し、前記導出された設定パラメータの第 3 のセットによって前記トランスデューサ素子を調整するステップと、
を有する。

【 0 0 2 1 】

上述の通り、本発明による超音波撮像方法は、前記所望の撮像面の画質を改良しえ、前記所望の撮像面の画像が前記所望の撮像面とは異なる 1 以上の撮像面の撮像データを処理することにより再構成されるのではなく、前記所望の撮像面の撮像データを直接的に処理することにより再構成されるので、医師がより正確な診断を行うことを助けうる。 30

【 0 0 2 2 】

本開示の様々な態様及びフィーチャは、以下に更に詳細に記載される。本発明のこれら及び他の態様は、以下に記載される実施例を参照して説明され、明らかになる。

【 0 0 2 3 】

本発明は、以下に、実施例と組み合わせ、図面を参照して、より詳細に記載及び説明される。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 4 】

【図 1】本発明による超音波撮像システム 10 のブロック図である。

【図 2】本発明による超音波撮像方法 20 のブロック図である。

【図 3 a】所望の撮像面がトランスデューサ素子の二次元アレイと交差する状況を示す。

【図 3 b】所望の撮像面がトランスデューサ素子の二次元アレイと交差しない状況を示す。

【図 4 a】図 3 b の場合に、どのようにして、超音波撮像システム 10 のディスプレイが、本発明の一実施例によってプローブを移動するように超音波撮像システムのユーザをガイドする命令を出力するかを示す。

【図 4 b】図 3 b の場合に、どのようにして、超音波撮像システム 10 のディスプレイが、本発明の一実施例によってプローブを移動するように超音波撮像システムのユーザをガ 50

イドする命令を出力するかを示す。

【発明を実施するための形態】

【0025】

図面内の同じ参照符号は、同様の又は対応するフィーチャ及び／又は機能を示す。

【0026】

本発明は、特定の実施例に関して、特定の図面を参照して記載されるが、本発明は、これらに限定されず、請求項によってのみ限定される。記載された図面は、概略のみであり、非限定的である。図面において、要素のいくつかのサイズは、誇張され、説明目的で正しいスケールで描かれないこともありうる。

【0027】

図1は、本発明による超音波撮像システム10のブロック図である。

【0028】

以下、超音波撮像システム10の詳細は、図2と併せて記載され、図2は、本発明による超音波撮像方法20のブロック図である。

【0029】

図1からわかるように、本発明による超音波撮像システム10は、超音波プローブ11を有する。本発明によると、トランスデューサ素子の二次元アレイ110が、プローブ11において、超音波信号を送信し、対象の関心体積の三次元体積データを取得するのに使用される(図2のステップ21)。例えば、前記対象は、患者であってもよく、前記対象の前記関心体積は、前記患者の器官であってもよい。

【0030】

以下、前記三次元体積データが取得されるときにプローブ11が前記対象上で配置される位置は、第1の位置と称され、前記プローブが前記関心体積に対して傾けられる角度は、第1の角度と称される。

【0031】

更に、当業者により容易に理解されることができるよう、二次元マトリクス超音波トランスデューサは、列及び行に配置された超音波トランスデューサ素子のアレイ110を有してもよい。トランスデューサアレイ面は、一次元超音波トランスデューサの場合のように依然として長方形でありうるが、前記トランスデューサ素子のアレイは、二次元マトリクスに配置される。前記三次元体積データを取得する時点で、設定パラメータの第1のセットは、プローブ11のトランスデューサ素子110に対して事前に決定される。換言すると、前記設定パラメータの第1のセットは、いずれのトランスデューサ素子が使用可能にされるべきであるか及び前記使用可能にされたトランスデューサ素子に対するビーム形成パラメータを決定する。したがって、前記設定パラメータの第1のセットは、前記二次元マトリクス超音波トランスデューサの複数のスキャン面が列に若しくは行に、又は対角線方向に配置されることを決定する。これに応じて、前記関心体積の前記取得された三次元体積データは、前記設定パラメータの第1のセットにより規定された前記複数のスキャン面の超音波エコーデータを有する。

【0032】

図1からわかるように、本発明の一実施例による超音波撮像システム10は、前記三次元体積データによって前記関心体積に対する所望の撮像面1を決定する処理ユニット12を更に有する(図2のステップ21)。

【0033】

本発明の一実施例において、処理ユニット12は、前記取得された三次元体積データ、臨床的对象及び所定のモデルによって前記関心体積に対する所望の撮像面1を自動的に決定するように構成されてもよい。

【0034】

医師が見たい面の事前情報を得ることにより、異なるオプションは、所定のモデルが異なる臨床的对象に対して設定されている場合に利用可能にされることができる。面検出方法は、異なるハフ変換、セグメンテーションに基づく方法又は異なる対象のグラフィック

10

20

30

40

50

モデル等であることができる。前記所望の撮像面の自動決定が、ここでリアルタイムで実現され、これが、従来のアプローチと比較して、処理の全体に対して及び後に続くスキャン計画に対して、より多くの情報を提供することができることに注意すべきである。

【 0 0 3 5 】

本発明の他の実施例において、超音波撮像システム 10 は、前記ユーザの入力を受けるユーザインタフェースを更に有してもよい。この場合、前記ディスプレイは、前記三次元体積データから再構成された複数の画像を表示するように更に構成されてもよく、処理ユニット 12 は、前記三次元体積データから再構成された前記複数の画像に基づく前記ユーザの手動選択によって前記関心体積に対する所望の撮像面 1 を決定するように更に構成されてもよい。

10

【 0 0 3 6 】

前記自動的に決定された撮像面が十分に良好ではない又は自動オプションが利用可能ではない場合、前記超音波システムは、医師が彼ら自身で前記面を見つけることを可能にするように更に構成されることができる。前記三次元体積データ内で、医師は、前記面を手動で移動する手段を提供されることができ、面位置は、現在の合計 3D データ内に表示されるべきである。これは、スキャンプロセス中にリアルタイムで実行されるべきであるので、前記表示される 2D 画像の補間は、従来のスキャン動作より複雑ではないはずである。同時に、空間情報が提供され、これは、医師が前記画像を解釈することをより便利にする。

【 0 0 3 7 】

20

当業者により容易に理解されることができるよう、前記関心体積に対する所望の撮像面 1 は、前記関心体積の特定の解剖学的構造及び前記関心体積内の特定の目標、例えば潜在的な病変を考慮することにより決定され、したがって、通常は、前記スキャン面の 1 つではない。しかしながら、前記スキャン面の画像のみが、送信方向において送信する信号から生成される。所望の撮像面 1 が、前記スキャン面の 1 つではない場合、その画像は、前記超音波信号の送信方向において再構成されず、すなわち、前記所望の撮像面自体の超音波エコーデータにより生成されないが、前記関心体積内の前記複数のスキャン面の前記超音波エコーデータの補間により再構成されるが、前記再構成された 2D 画像の品質は、高度に不利に影響をされえ、時々、臨床診断は、高いデータ品質が要求される応用に対して実行されることができない。

30

【 0 0 3 8 】

上記の観点から、本発明は、2D マトリクス超音波トランスデューサの性能を利用し、ここで、前記使用可能にされたトランスデューサ素子及び前記使用可能にされた素子に対する前記ビーム形成パラメータは、前記使用可能にされたトランスデューサ素子から送信された前記超音波信号が、前記プローブを移動せずに又は前記プローブを他の位置に移動し、前記関心体積に対して他の角度に傾けた後に前記所望の撮像面の超音波エコーデータを導出することができるように、調整されてもよい。

【 0 0 3 9 】

これに応じて、本発明の処理ユニット 12 は、設定パラメータの第 2 のセットを持つ前記トランスデューサ素子から送信された前記超音波信号が、プローブ 11 を移動せずに前記所望の撮像面の超音波エコーデータを取得することができるような前記設定パラメータの第 2 のセットが存在するかどうかの結果を決定するのに更に使用される（図 2 のステップ 23）。

40

【 0 0 4 0 】

前記結果が肯定である場合、処理ユニット 12 は、前記設定パラメータの第 2 のセットを導出するように更に構成される（図 2 のステップ 24）。この場合、超音波撮像システム 10 に含まれるトランスデューサコントローラ 13 は、前記導出された設定パラメータの第 2 のセットによってトランスデューサ素子 110 を調整する（図 2 のステップ 25）。

【 0 0 4 1 】

50

しかしながら、前記結果が否定である場合、すなわち、プローブ 11 が移動されなければならない(すなわち、前記第 1 の位置及び前記第 1 の角度のいずれか一方、又は前記第 1 の位置及び前記第 1 の角度の両方が変更されなければならない)場合、処理ユニット 12 は、プローブ 11 に対する第 2 の位置及び第 2 の角度を導出し、プローブ 11 が前記対象上の前記第 2 の位置に移動され、前記関心体積に対して前記第 2 の角度に傾けられる場合に、設定パラメータの第 3 のセットを持つ前記トランスデューサ素子から送信された前記超音波信号が前記所望の撮像面の超音波エコーデータを導出することができるようなトランスデューサ素子 110 に対する前記設定パラメータの第 3 のセットを導出するように更に構成される(図 2 のステップ 26)。この場合、トランスデューサコントローラ 13 は、前記導出された設定パラメータの第 3 のセットによってトランスデューサ素子 110 を調整する(図 2 のステップ 27)。

10

【0042】

本発明の一実施例において、処理ユニット 12 は、前記プローブの前記第 1 の位置及び前記第 1 の角度と所望の撮像面 1 との間の空間的位置関係に基づいて並びにトランスデューサ素子 110 のレイアウトに基づいてステップ 23、24 及び 26 を実行する。

【0043】

本発明の一実施例による超音波撮像システム 10 は、ディスプレイ 14 を更に有する。前記結果が否定である場合、すなわち、プローブ 11 が移動されなければならない場合、ディスプレイ 14 は、前記第 2 の位置に配置され、前記第 2 の角度に傾けられるようにプローブ 112 を移動するように超音波撮像システム 10 のユーザをガイドする命令を出力するのに使用される。どのようにしてプローブ 11 を移動するように前記ユーザをガイドするのかの概略図は、図 4a 及び図 4b に示され、以下に説明される。

20

【0044】

本発明の一実施例において、ディスプレイ 14 は、所望の撮像面 1 の前記超音波エコーデータから再構成される所望の撮像面 1 の画像を表示するように更に構成される。

【0045】

このようにして、所望の撮像面 1 の前記画像は、(最初の使用可能素子から送信された超音波信号及び最初のビーム形成パラメータに対応する)前記複数のスキャン面の前記超音波エコーデータの補間により再構成されないが、前記所望の撮像面自体の超音波エコーデータから再構成される。したがって、所望の撮像面 1 の画質は、改良され、医師がより正確な診断を行うのを助けうる。

30

【0046】

ステップ 23、すなわち、設定パラメータの第 2 のセットを持つ前記トランスデューサ素子から送信された前記超音波信号がプローブ 11 を移動せずに前記所望の撮像面の超音波エコーデータを取得することができるような前記設定パラメータの第 2 のセットが存在するかどうかの決定の詳細は、所望の撮像面 1 がトランスデューサ素子 110 の二次元アレイと交差する状況及び所望の撮像面 1 がトランスデューサ素子 110 の二次元アレイと交差しない状況をそれぞれ示す図 3a 及び 3b と併せて以下に更に説明される。

【0047】

図 3a から理解されることができるよう、所望の撮像面 1 がトランスデューサ素子 110 の前記二次元アレイと交差する場合、前記結果が肯定である、すなわち、設定パラメータの第 2 のセットを持つ前記トランスデューサ素子から送信された前記超音波信号がプローブ 11 を移動せずに前記所望の撮像面の超音波エコーデータを取得することができるような前記設定パラメータの第 2 のセットが存在すると決定される。

40

【0048】

これに応じて、交線 1a 上の前記トランスデューサ素子が使用可能にされ、交線 1a に隣接した前記トランスデューサ素子は、通常、使用可能にされる。これは、前記関心体積において撮像されることができる面のセットを事前に拘束する。

【0049】

更に、前記送信信号の対応する詳細な方向は、前記使用可能にされた素子に対するビー

50

ム形成パラメータを調整することにより決定される。このようにして、前記使用可能にされた素子からの前記送信信号は、所望の撮像面 1 に一意的に対応する。

【 0 0 5 0 】

図 3 b から理解されることができるよう、所望の撮像面 1 がトランスデューサ素子 1 1 0 の前記二次元アレイと交差しない場合、前記結果は否定である、すなわち、設定パラメータの第 2 のセットを持つ前記トランスデューサ素子から送信された前記超音波信号がプローブ 1 1 を移動せずに前記所望の撮像面の超音波エコーデータを取得することができるような前記設定パラメータの第 2 のセットが存在しないと決定される。換言すると、トランスデューサ素子 1 1 0 の前記二次元アレイの限定的なスケールによって、トランスデューサ素子 1 1 0 の前記二次元アレイと交差しない所望の撮像面 1 は、前記第 1 の位置とは異なる他の位置に前記プローブを移動せずに前記素子の実際の送信信号を用いて撮像されることができない。

10

【 0 0 5 1 】

上述の通り、前記結果が否定である場合、すなわち、プローブ 1 1 が移動されなければならない場合、処理ユニット 1 2 は、プローブ 1 1 に対する第 2 の位置及び第 2 の角度を導出し、プローブ 1 1 が前記対象上の第 2 の位置に移動され、前記関心体積に対して前記第 2 の角度に傾けられる場合に、設定パラメータの第 3 のセットを持つ前記トランスデューサ素子から送信された前記超音波信号が前記所望の撮像面の超音波エコーデータを導出することができるようなトランスデューサ素子 1 1 0 に対する前記設定パラメータの第 3 のセットを導出するように更に構成される（図 2 のステップ 2 6 ）。

20

【 0 0 5 2 】

当業者により容易に理解されることができるよう、通常、前記第 2 の位置及び前記第 2 の角度は、両方とも、前記第 1 の位置及び前記第 1 の角度とは異なる。しかしながら、場合により、前記第 2 の角度は、前記第 1 の角度と同じであってもよい。

【 0 0 5 3 】

図 4 a 及び図 4 b は、図 3 b の場合に、いかにして前記超音波撮像システムのディスプレイ 1 4 が本発明の一実施例によって前記プローブを移動するように前記超音波撮像システムのユーザをガイドする命令を出力するのかを示す。

【 0 0 5 4 】

上述の通り、図 3 b の場合、所望の撮像面 1 は、トランスデューサ素子 1 1 0 の前記二次元アレイと交差しない。図 4 a 及び 4 b に示されるように、トランスデューサ素子 1 1 0 のレイアウトによって、トランスデューサ素子 1 1 0 の前記アレイの中心線の下にある中心基準面 2 が、決定されることが出来る。更に、プローブ 1 1 の前記位置及び前記第 1 の角度と所望の撮像面 1 との間の空間的位置関係によって、プローブ 1 1 が前記対象上の前記第 2 の位置に移動され、前記関心体積に対して前記第 2 の角度に傾けられる場合に、前記設定パラメータの第 3 のセットを持つトランスデューサ素子 1 1 0 から送信された前記超音波信号が所望の撮像面 1 の超音波エコーデータを導出することができるような前記第 2 の位置、前記第 2 の角度及び前記設定パラメータの第 3 のセットである。

30

【 0 0 5 5 】

例えば、中心基準面 2 と所望の撮像面 1 を含む 3 D 空間内の面 3 との間の空間的位置関係によって、処理ユニット 1 2 は、プローブ 1 1 が移動されるべきである前記第 2 の位置を計算することができる。更に、トランスデューサ素子 1 1 0 の前記アレイの前記中心線と所望の撮像面 1 に対する中心基準面 2 の交線 1 b との間の空間的位置関係によって、処理ユニット 1 2 は、プローブ 1 1 が前記関心体積に対して傾けられるべきである前記第 2 の角度を計算することができる。この後に、処理ユニット 1 2 は、前記第 2 の位置及び前記第 2 の角度において、前記アレイの前記中心線上の前記トランスデューサ素子（及び前記中心線に隣接した一部の素子）が、使用可能にされるべきであり、前記使用可能にされたトランスデューサ素子に対する前記ビーム形成パラメータが、これに応じて決定されることができ、所望の撮像面 1 が前記使用可能にされた素子からの前記送信信号により直接的に得られることができることを導出しうる。

40

50

【 0 0 5 6 】

当業者により理解されることができるよう、上述の中心基準面 2 は、一実施例として使用されるだけであり、他の基準面が使用されてもよく、前記第 2 の位置、前記第 2 の角度及び前記設定パラメータの第 3 のセットは、前記基準面の選択によって同様に導出されることができる。

【 0 0 5 7 】

前記第 2 の位置及び前記第 2 の角度が導出された場合、超音波撮像システム 10 のディスプレイ 14 は、プローブ 11 を移動するように超音波撮像システム 10 のユーザをガイドする命令、例えば、プローブ 11 を前記第 2 の位置に移動するように前記ユーザにガイドする図 4 b において I_1 により示される移動方向、及びプローブ 11 の前記第 2 の角度を達成するように前記ユーザをガイドする図 4 b において I_2 により示される回転方向を出力する。前記命令は、テキスト、グラフィックス又はこれらの組み合わせのフォーマットにおいて出力されることができる。一部の実施例において、ディスプレイ 14 は、オーディオを出力することができ、前記命令は、オーディオフォーマットにおいて出力されることができる。

10

【 0 0 5 8 】

更に、当業者により容易に理解されることができるよう、複数の手段を列挙する装置請求項において、これらの手段のいくつかは、同一のハードウェアアイテムにより実施されることができる。特定の方策が相互に異なる従属請求項に記載されているという単なる事実は、これらの方策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さない。

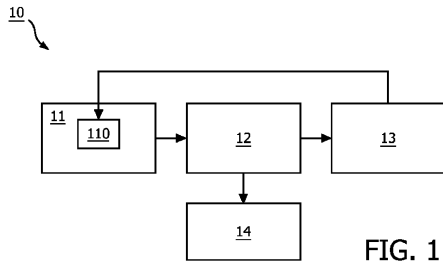
20

【 0 0 5 9 】

上述の実施例が、本発明を限定するのではなく説明し、当業者が添付の請求項の範囲から逸脱することなく代替的な実施例を設計することができることに注意すべきである。請求項において、括弧間のいかなる参照符号も、請求項を限定すると解釈されるべきではない。単語「有する」は、請求項及び説明に記載されていない要素又はステップの存在を除外しない。要素に先行する単語"a"又は"an"は、複数のこのような要素の存在を除外しない。いくつかのユニットを列挙するシステム請求項において、これらのユニットのいくつかは、同一のソフトウェア及び/又はハードウェアアイテムにより実施されることができる。第 1、第 2 及び第 3 等の単語の使用は、順序を示さない。これらの単語は、名称として解釈されるべきである。

30

【図 1】



【図 2】

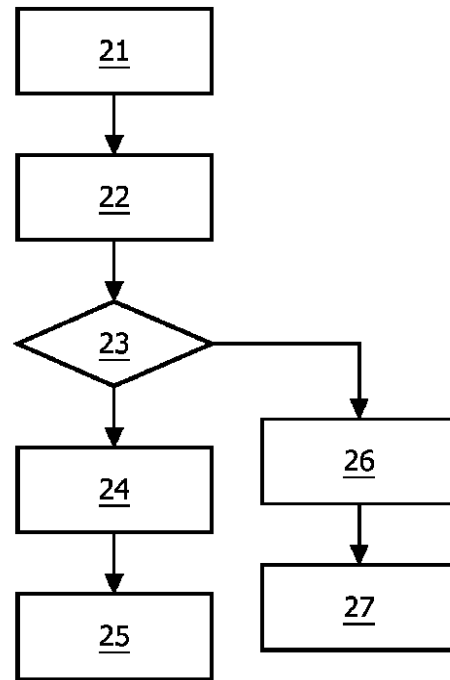
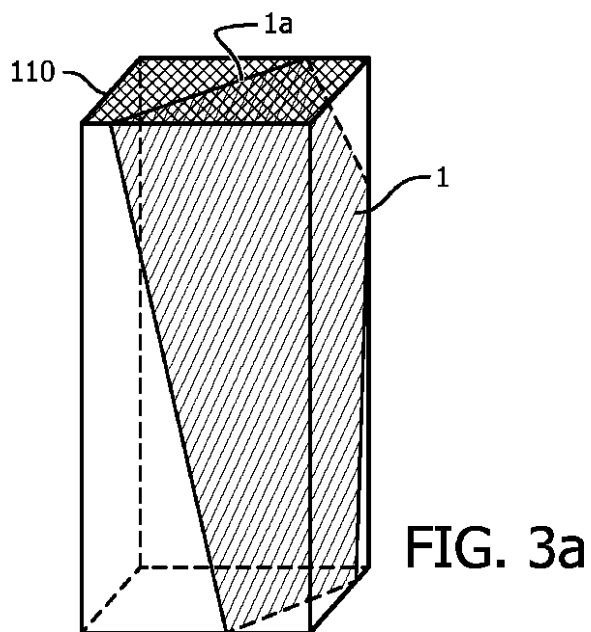
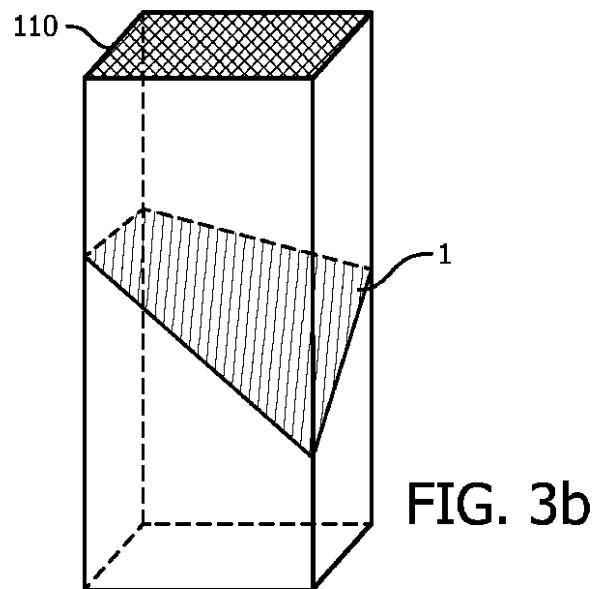


FIG. 2

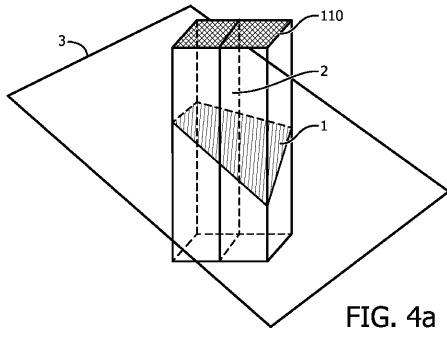
【図 3 a】



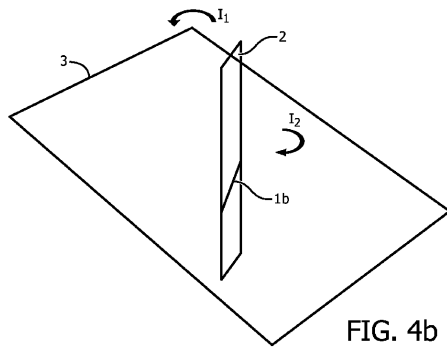
【図 3 b】



【図 4 a】



【図 4 b】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2015/051039

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B8/08 A61B8/13 A61B8/14 A61B8/00
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

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.
A	US 2012/157845 A1 (RABBen STEIN INGE [NO] ET AL) 21 June 2012 (2012-06-21) the whole document	1-11
A	US 2010/260398 A1 (MA QINGLIN [US] ET AL) 14 October 2010 (2010-10-14) the whole document	1-11
A	WO 2010/106379 A1 (MEDIWATCH UK LTD [GB]; HOPKINS ANDREW DAVID [GB]) 23 September 2010 (2010-09-23) the whole document	1-11
A	WO 2011/085469 A1 (RESONANT MEDICAL INC [CA]; LACHAINE MARTIN [CA]; TREMBLAY SEBASTIEN [C] 21 July 2011 (2011-07-21) the whole document	1-11
	----- -/--	

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier 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

"Z" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

10 April 2015

Date of mailing of the international search report

04/05/2015

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

Mundakapadam, S

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2015/051039

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2009/221908 A1 (GLOSSOP NEIL DAVID [CA]) 3 September 2009 (2009-09-03) the whole document	1-11
A	----- CN 201 316 280 Y (ENXI LIU [CN]) 30 September 2009 (2009-09-30) the whole document -----	1-11

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2015/051039

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2012157845	A1	21-06-2012	NONE	

US 2010260398	A1	14-10-2010	CN 102458256 A	16-05-2012
			EP 2419021 A1	22-02-2012
			JP 2012523910 A	11-10-2012
			US 2010260398 A1	14-10-2010
			US 2013188832 A1	25-07-2013
			WO 2010135035 A1	25-11-2010

WO 2010106379	A1	23-09-2010	US 2011320143 A1	29-12-2011
			WO 2010106379 A1	23-09-2010

WO 2011085469	A1	21-07-2011	CA 2768515 A1	21-07-2011
			EP 2523623 A1	21-11-2012
			US 2011172526 A1	14-07-2011
			WO 2011085469 A1	21-07-2011

US 2009221908	A1	03-09-2009	NONE	

CN 201316280	Y	30-09-2009	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

(72)発明者 デン インフイ

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 5

(72)発明者 リー シャオミン

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 5

(72)発明者 ゲー シャオリン

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 5

(72)発明者 シャムダサーニ ヴィジェイ サクール

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

(72)発明者 ウー イン

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 5

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 EE04 EE11 GB06 HH22 HH31 JB03 JC37

【要約の続き】

音波エコーデータの補間により再構成されず、代わりに、前記所望の撮像面自体の前記超音波エコーデータから再構成される。換言すると、前記所望の撮像面は、前記所望の撮像面自体の超音波エコーデータから再構成される。換言すると、前記所望の撮像面は、直接的にスキャンされる。したがって、前記所望の撮像面の画質は、改良され、医師がより正確な診断を行うのを助けうる。

专利名称(译)	超声成像系统和超声成像方法		
公开(公告)号	JP2017502789A	公开(公告)日	2017-01-26
申请号	JP2016547084	申请日	2015-01-21
[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	デンインファイ リーシャオミン グーシャオリン シャムダサーニヴィジェイサクール ウーイン		
发明人	デン インファイ リー シャオミン グー シャオリン シャムダサーニ ヴィジェイ サクール ウー イン		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/523 A61B8/14 A61B8/145 A61B8/4488 A61B8/4494 A61B8/465 A61B8/466 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/54		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/EE04 4C601/EE11 4C601/GB06 4C601/HH22 4C601/HH31 4C601/JB03 4C601/JC37		
优先权	PCT/CN2014/071553 2014-01-27 WO 2014168419 2014-05-15 EP		
其他公开文献	JP6097452B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供了一种超声成像系统和方法，该超声成像系统和方法在物体的感兴趣体积内改善了期望成像表面的成像质量。根据本发明，可以通过利用2D矩阵超声换能器的性能和/或超声探头的位置/方向柔性来直接扫描期望的成像平面。在某些情况下，从换能器元件发送的超声元件可以在不移动探头的情况下导出所需成像表面的超声回波数据作为换能器元件的设置参数。在其他情况下，如果不更改超声探头的位置/方向不能直接扫描所需的成像表面，则可以通过用户交互来确定超声探头的位置/方向，特别是通过输出命令来引导用户移动探针，以便允许直接扫描所需的成像表面。这样，不是通过内插多个扫描平面的超声回波数据（由换能器元件的设置参数确定）来重构所需成像平面的图像，它是根据成像平面本身的超声回波数据重建的。换句话说，从期望成像平面本身的超声回波数据重建期望成像平面。换句话说，直接扫描所需的图像平面。因此，可以改善期望的成像表面的图像质量，从而帮助医生做出更准确的诊断。

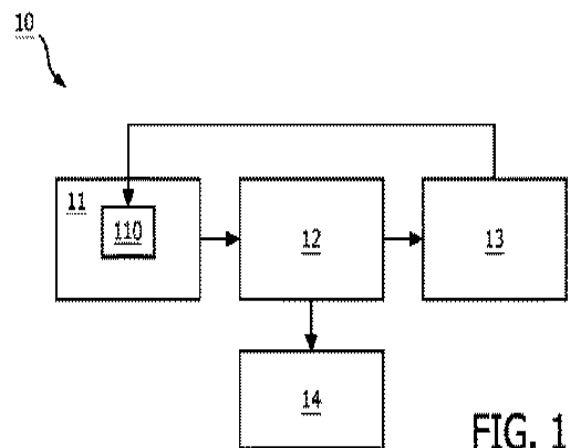


FIG. 1