

(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2019-517335

(P2019-517335A)

(43) 公表日 令和1年6月24日 (2019.6.24)

(51) Int.Cl. F 1 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

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2018-563512 (P2018-563512)
 (86) (22) 出願日 平成29年6月6日 (2017.6.6)
 (85) 翻訳文提出日 平成30年12月3日 (2018.12.3)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2017/063636
 (87) 国際公開番号 W02017/211774
 (87) 国際公開日 平成29年12月14日 (2017.12.14)
 (31) 優先権主張番号 16173091.6
 (32) 優先日 平成28年6月6日 (2016.6.6)
 (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 Eindhove
 n
 (74) 代理人 110001690
 特許業務法人M&Sパートナーズ

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療用超音波画像処理装置

(57) 【要約】

本発明は、医療用超音波イメージングの分野に関し、特に、2D超音波画像の再現可能な取得を支援するための医療用超音波画像処理装置に関する。ボリューム領域の第1の3Dスカウト超音波画像3及び第1の2D超音波画像4を受け取るための第1のインターフェース2と、前記ボリューム領域の第2の3Dスカウト超音波画像6を受け取るための第2のインターフェース5と、処理ユニット11であって、前記第1の3Dスカウト超音波画像に対する前記第1の2D超音波画像の画像面の向きを決定するステップS73と、前記第1の3Dスカウト超音波画像及び前記第2の3Dスカウト超音波画像を共通の座標フレームにおいてレジストレーションするステップS75と、前記第1及び第2の3Dスカウト超音波画像の前記レジストレーション、及び、前記第1の3Dスカウト超音波画像に対する前記第1の2D超音波画像の前記画像面の決定された前記向きに基づいて、前記共通の座標フレームに対する前記第1の2D超音波画像の前記画像面の向きを決定するステップS76と、前記ボリューム領域の前記第1の2D超音波画像の前記画像面

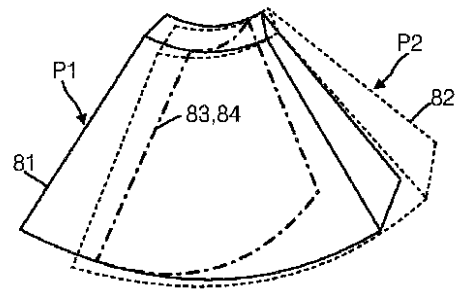


FIG.5

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

ボリューム領域の第 1 の 3 D スカウト超音波画像及び第 1 の 2 D 超音波画像を受け取るための第 1 のインターフェースと、

前記ボリューム領域の第 2 の 3 D スカウト超音波画像を受け取るための第 2 のインターフェースと、

前記第 1 の 3 D スカウト超音波画像に対する前記第 1 の 2 D 超音波画像の画像面の向きを決定し、

前記第 1 の 3 D スカウト超音波画像及び前記第 2 の 3 D スカウト超音波画像を共通の座標フレームにおいてレジストレーションし、

前記第 1 及び第 2 の 3 D スカウト超音波画像の前記レジストレーションと、前記第 1 の 3 D スカウト超音波画像に対する前記第 1 の 2 D 超音波画像の前記画像面の決定された向きとに基づいて、前記共通の座標フレームに対する前記第 1 の 2 D 超音波画像の前記画像面の向きを決定し、

前記ボリューム領域の前記第 1 の 2 D 超音波画像の前記画像面の向きに従って、超音波プローブによる前記ボリューム領域の第 2 の 2 D 超音波画像の取得を制御するように適合された制御信号を提供する処理ユニットとを備える医療用超音波画像処理装置であって、

前記第 2 の 2 D 超音波画像の画像面の向きは、前記ボリューム領域の前記第 1 の 2 D 超音波画像の前記画像面の決定された向きに対応し、

前記超音波プローブによる前記第 2 の 2 D 超音波画像の前記取得は、前記第 2 の 3 D スカウト超音波画像の取得位置と同じ位置、又は前記第 2 の 3 D スカウト超音波画像の取得位置に対して追跡された位置からのものである、医療用超音波画像処理装置。

【請求項 2】

前記第 1 の 3 D スカウト超音波画像及び前記第 1 の 2 D 超音波画像は、第 1 の位置から 3 D 超音波プローブで取得された画像であり、

前記第 2 の 3 D スカウト超音波画像は、第 2 の位置から第 2 の 3 D 超音波プローブで取得された画像であり、

前記制御信号は、前記第 2 の位置から前記制御信号に基づき前記第 2 の 2 D 超音波画像を取得するために提供される、請求項 1 に記載の医療用超音波画像処理装置。

【請求項 3】

前記処理ユニットは、前記第 1 の 2 D 超音波画像及び前記第 1 の 3 D スカウト超音波画像の取得のための前記超音波プローブの制御パラメータに基づき、前記第 1 の 3 D スカウト超音波画像に対する前記第 1 の 2 D 超音波画像の前記画像面の向きを決定する、請求項 1 に記載の医療用超音波画像処理装置。

【請求項 4】

前記超音波画像のうち少なくとも 1 つは、前記超音波画像の取得のための超音波プローブの制御パラメータである、取得ゲイン、フォーカス、深度、ズーム、位置、向き、及びビームステアリングパラメータのうち少なくとも 1 つを示すメタデータをさらに含む、請求項 1 に記載の医療用超音波画像処理装置。

【請求項 5】

前記制御信号は、前記第 2 の 2 D 超音波画像の取得のための前記超音波プローブの少なくとも 1 つの制御パラメータを示す、請求項 1 に記載の医療用超音波画像処理装置。

【請求項 6】

前記レジストレーションすることは、前記第 1 及び第 2 の 3 D スカウト超音波画像内の解剖学的セグメント化を含む、請求項 1 に記載の医療用超音波画像処理装置。

【請求項 7】

前記第 2 の 3 D スカウト超音波画像を前記第 1 の 3 D スカウト超音波画像とレジストレーションすることは、前記第 1 の 3 D スカウト超音波画像及び前記第 2 の 3 D スカウト超音波画像それぞれの視野 (F O V) マスク内の画像コンテンツをレジストレーションする

10

20

30

40

50

ことを含む、請求項 1 に記載の医療用超音波画像処理装置。

【請求項 8】

前記レジストレーションすることは、前記第 1 の 3 D スカウト超音波画像と前記第 2 の 3 D スカウト超音波画像との間の重なりを決定すること、特に、前記第 1 の 3 D スカウト超音波画像と前記第 2 の 3 D スカウト超音波画像との間に十分な重なりがあるか否かを決定することを含む、請求項 1 に記載の医療用超音波画像処理装置。

【請求項 9】

前記第 1 及び / 又は第 2 の 2 D 超音波画像の解像度は、前記第 1 及び / 又は第 2 の 3 D スカウト超音波画像の解像度より高い、請求項 1 に記載の医療用超音波画像処理装置。

【請求項 10】

前記処理ユニットはさらに、前記第 1 の 3 D スカウト超音波画像及び / 又は前記共通の座標フレームに対する、前記第 1 の 2 D 超音波画像の位置を決定し、さらに、前記ボリューム領域の前記第 1 の 2 D 超音波画像の前記位置に従って、超音波プローブによる前記第 2 の 2 D 超音波画像の取得を制御する制御信号を提供する、請求項 1 に記載の医療用超音波画像処理装置。

【請求項 11】

前記医療用超音波画像処理装置はさらに、ユーザインターフェースを介して前記制御信号に基づき前記第 2 の 2 D 超音波画像を取得するためのガイダンスを超音波技師に提供し、特に、前記第 2 の 2 D 超音波画像の取得のために前記超音波プローブをどのように配置するかについての音声ガイダンス又はグラフィカルガイダンスを提供する、請求項 1 に記載の医療用超音波画像処理装置。

【請求項 12】

ボリューム領域を撮像するための超音波システムであって、

被検者の超音波画像を取得する超音波トランスデューサアレイを含む超音波プローブと

請求項 1 に記載の医療用超音波画像処理装置と、

前記第 2 の 3 D スカウト超音波画像の取得位置と同じ位置、又は該取得位置に対して追跡された位置から、前記医療用超音波画像処理装置によって提供される前記制御信号に基づいて、前記第 2 の 2 D 超音波画像を取得するように前記超音波プローブを制御するプローブコントローラとを備える、超音波システム。

【請求項 13】

ボリューム領域の第 1 の 3 D スカウト超音波画像及び第 1 の 2 D 超音波画像を取得するステップと、

前記ボリューム領域の第 2 の 3 D スカウト超音波画像を取得するステップと、

前記第 1 の 3 D スカウト超音波画像に対する前記第 1 の 2 D 超音波画像の画像面の向きを決定するステップと、

前記第 1 の 3 D スカウト超音波画像及び前記第 2 の 3 D スカウト超音波画像を共通の座標フレームにおいてレジストレーションするステップと、

前記第 1 及び第 2 の 3 D スカウト超音波画像の前記レジストレーションと、前記第 1 の 3 D スカウト超音波画像に対する前記第 1 の 2 D 超音波画像の前記画像面の決定された向きとに基づいて、前記共通の座標フレームに対する前記第 1 の 2 D 超音波画像の前記画像面の向きを決定するステップと、

前記ボリューム領域の前記第 1 の 2 D 超音波画像の前記画像面の向きに従って、超音波プローブによる前記ボリューム領域の第 2 の 2 D 超音波画像の取得を制御する制御信号を提供するステップとを含む医療用画像処理方法であって、

前記第 2 の 2 D 超音波画像の画像面の向きは、前記ボリューム領域の前記第 1 の 2 D 超音波画像の前記画像面の決定された向きに対応し、

前記超音波プローブによる前記第 2 の 2 D 超音波画像の前記取得は、前記第 2 の 3 D スカウト超音波画像の取得位置と同じ位置、又は前記第 2 の 3 D スカウト超音波画像の取得位置に対して追跡された位置からのものである、医療用画像処理方法。

10

20

30

40

50

【請求項 14】

前記制御信号に基づいて、前記超音波プローブで前記ボリューム領域の前記第2の2D超音波画像を取得するステップをさらに含む、請求項13に記載の方法。

【請求項 15】

コンピュータ上で実行されたとき、請求項13に記載の方法のステップをコンピュータに実行させるためのプログラムコード手段を含む、コンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療用超音波イメージングの分野に関する。特に、本発明は、2D超音波画像の再現可能な取得を支援するための医療用超音波画像処理装置に関する。本発明はさらに、対応する方法及び超音波システムに関する。さらに、本発明は、コンピュータに前記方法のステップを実行させるプログラムコード手段を含むコンピュータプログラムに関する。

10

【背景技術】

【0002】

医療用超音波イメージングは、典型的には、医師が超音波プローブを関心領域上で手で動かす動的な検査である。したがって、被検者が撮像システムに対して既知の姿勢で配置されるCT又はMRIのような撮像モダリティとは対照的に、超音波検査は検査を実施する医師に強く依存する。例えば、異なる医師が撮影した画像に基づき、同一の構造（器官又は腫瘍等）が異なるサイズを有すると分類され得る。臨床診療では、このような測定は、典型的には、2D超音波画像に基づいて行われる。

20

【0003】

US 2006/0020204 A1は、超音波データの3次元空間管理及び視覚化のためのシステム及び方法を開示する。単に2D画像として超音波画像を視覚化する代わりに、既得の超音波画像を、特定の3D空間内に位置的に及び向きの配置されたスライスとして視覚化することが提案されている。

【発明の概要】

【0004】

本発明の目的は、2D超音波画像のより一貫した及び/又は信頼できる取得を支援する装置及び方法を提供することである。

30

【0005】

本発明の第1の側面によれば、

ボリューム領域の第1の3Dスカウト超音波画像及び第1の2D超音波画像を受け取るための第1のインターフェースと、

前記ボリューム領域の第2の3Dスカウト超音波画像を受け取るための第2のインターフェースと、

処理ユニットであって、

前記第1の3Dスカウト超音波画像に対する前記第1の2D超音波画像の画像面の向きを決定し、

40

前記第1の3Dスカウト超音波画像及び前記第2の3Dスカウト超音波画像を共通の座標フレームにおいてレジストレーションし、

前記第1及び第2の3Dスカウト超音波画像の前記レジストレーションと、前記第1の3Dスカウト超音波画像に対する前記第1の2D超音波画像の前記画像面の決定された向きとに基づいて、前記共通の座標フレームに対する前記第1の2D超音波画像の前記画像面の向きを決定し、

前記ボリューム領域の前記第1の2D超音波画像の前記画像面の向きに従って、超音波プローブによる前記ボリューム領域の第2の2D超音波画像の取得を制御するように適合された制御信号を提供する処理ユニットとを備える医療用超音波画像処理装置であって、

50

前記第2の2D超音波画像の画像面の向きは、前記ボリューム領域の前記第1の2D超音波画像の前記画像面の決定された向きに対応し、

前記超音波プローブによる前記第2の2D超音波画像の前記取得は、前記第2の3Dスカウト超音波画像の取得位置と同じ位置、又は前記第2の3Dスカウト超音波画像の取得位置に対して追跡された位置からのものである、医療用超音波画像処理装置が提供される。

【0006】

本発明の第2の側面によれば、

ボリューム領域の第1の3Dスカウト超音波画像及び第1の2D超音波画像を取得する（すなわち、受け取る又は取り出す）ステップと、

前記ボリューム領域の第2の3Dスカウト超音波画像を取得する（すなわち、受け取る又は取り出す）ステップと、

前記第1の3Dスカウト超音波画像に対する前記第1の2D超音波画像の画像面の向きを決定するステップと、

前記第1の3Dスカウト超音波画像及び前記第2の3Dスカウト超音波画像を共通の座標フレームにおいてレジストレーションするステップと、

前記第1及び第2の3Dスカウト超音波画像の前記レジストレーション、及び、前記第1の3Dスカウト超音波画像に対する前記第1の2D超音波画像の前記画像面の決定された前記向きに基づいて、前記共通の座標フレームに対する前記第1の2D超音波画像の前記画像面の向きを決定するステップと、

前記ボリューム領域の前記第1の2D超音波画像の前記画像面の前記向きに従って、超音波プローブによる前記ボリューム領域の第2の2D超音波画像の取得を制御するように適合された制御信号を提供するステップとを含む医療用画像処理方法であって、

前記第2の2D超音波画像の画像面の向きは、前記ボリューム領域の前記第1の2D超音波画像の前記画像面の決定された前記向きに対応し、

前記超音波プローブによる前記第2の2D超音波画像の前記取得は、前記第2の3Dスカウト超音波画像の取得位置と同じ位置、又は前記第2の3Dスカウト超音波画像の取得位置に対して追跡された位置からのものである、医療用画像処理方法が提供される。

【0007】

本発明のさらなる側面では、ボリューム領域を撮像するための超音波システムであって

被検者の超音波画像を取得するように構成された超音波トランスデューサアレイを含む超音波プローブと、

上記医療用超音波画像処理装置と、

前記第2の3Dスカウト超音波画像の取得位置と同じ位置、又は該取得位置に対して追跡された位置から、前記医療用超音波画像処理装置によって提供される前記制御信号に基づいて、前記第2の2D超音波画像を取得するように前記超音波プローブを制御するプローブコントローラとを備える、超音波システムが提供される。

【0008】

本発明のさらに別の側面では、コンピュータ上で実行されたとき、本明細書に記載の方法のステップをコンピュータに実行させるためのプログラムコード手段を含む対応するコンピュータプログラム、及び、プロセッサによって実行されたとき、本明細書に記載の方法を実行させるコンピュータプログラム製品を格納する非一時的コンピュータ可読記録媒体が提供される。

【0009】

本発明の好ましい実施形態が従属請求項に定義されている。クレームされる方法、システム、コンピュータプログラム、及び媒体は、クレームされる装置と同様及び/又は同一の好適な実施形態を有し、特に、従属請求項に定義されているもの及び本明細書に開示されているものを有し得る。

【0010】

10

20

30

40

50

本発明は、第1及び第2の2D超音波画像間の対応関係を確立するために3Dスカウト超音波画像を利用するという考えに基づいている。本明細書に提示されるソリューションは、最初の第1の2D超音波検査及びフォローアップの第2の2D超音波検査から比較可能な複数の2D超音波画像を提供するのに特に有利である。

【0011】

第1及び第2の3Dスカウト超音波画像は、両者の相対位置及び向きを決定するためにレジストレーションされ得る。したがって、第1の3Dスカウト超音波画像に対する第1の2D超音波画像の総体位置及び向きに基づき、さらに、第2の3Dスカウト超音波画像に対する第1の3Dスカウト超音波画像の相対位置及び向きに基づき、検査対象のボリューム領域に対して、第2の2D超音波画像の位置及び向きが第1の2D超音波画像の位置及び向きに対応するよう、第2の3Dスカウト超音波画像に対する第2の2D超音波画像を取得するための相対位置及び向きを計算することができる。換言すれば、最初の2D超音波画像と同じビューを有するフォローアップの第2の2D超音波画像を取得することができる。

10

【0012】

従来の2D超音波システムでは、一貫した再現性のある2D超音波画像の取得は困難であり、検査を実施する医師が手持ち式の超音波プローブをどのように配置するかに強く依存する。しかし、フォローアップ検査のビューが同じでない場合、測定結果も同一ではない可能性があり、それらの間の比較は信頼性が低い。したがって、現在の臨床現場では、最初の超音波画像とフォローアップの超音波画像との間の小さなずれは、しばしば、不正確な測定に起因する。したがって、より正確な測定を可能にする必要がある。例えば、病変のサイズの小さい変化を早期発見することができれば、患者のために治療法を好適に変えることができる可能性がある。

20

【0013】

この課題を回避するために、本明細書では、第1及び第2の3Dスカウト超音波スキャンを使用して、第1の2D超音波画像及び取得すべき第2の2D超音波画像のアライメントを行うことが提案される。患者に害を与えず、迅速に取得される（例えば、1/10秒）ので、3D超音波は適している。第1の3Dスカウト超音波画像及び第1の2D超音波画像は、互いに対する相対位置及び/又は向きを示す情報又はデータとともに格納され得る。このデータは、第1の3Dスカウト超音波画像及び第1の2D超音波画像とともに画像処理装置によって受けとられ得る。例えば、第1の3Dスカウト超音波画像に対する第1の2D超音波画像の座標及び向きが保存され得る。代替的又は追加的に、3D超音波プローブによる第1の2D超音波画像及び第1の3Dスカウト超音波画像の取得のための制御パラメータが保存されてもよい。同一のビューを有するフォローアップの第2の2D超音波画像が必要な場合には、第2の3Dスカウト超音波スキャンが取得され、最初の第1の3Dスカウト超音波画像とレジストレーションされる。それらの対応関係及び第1の3Dスカウト超音波画像に対する最初の第1の2D超音波画像の相対向き及び/又は位置を知ることにより、フォローアップの第2の2D超音波画像を取得するための対応する制御信号を導出することができ、最初の2D超音波画像と同一のビューを有するフォローアップ2D超音波画像を取得することができる。

30

40

【0014】

したがって、提案されるソリューションは、超音波システムによるより一貫した、かつ/又は、信頼できる2D超音波画像の取得を支援することができる。ボリューム領域の第1の2D超音波画像の画像面の向きに応じて第2の2D超音波画像を取得するための制御信号を提供することにより、提案される医療用画像処理装置は、過去の検査での2Dスライスに準じたフォローアップ検査での2Dスライスの取得を可能にし得る。

【0015】

さらなる利点として、医師が一貫したフォローアップ超音波画像を取得するために要する時間を短縮することができる。したがって、完全な高解像度の3D超音波スキャンを取得する代わりに、解像度の低い3Dスカウト超音波画像を取得し、次いで、最初の第1の

50

2D超音波画像に対応する所望の特定のフォローアップ2D超音波画像を取得するだけで足りる。

【0016】

特に、鼓動する心臓の検査のような時間が重要な検査の場合、高解像度3Dスキャンは十分に速くない可能性がある。この場合、Gated Acquisitionのような追加の技術が必要となるであろう。したがって、本明細書で提案されるソリューションのさらなる利点は、複雑さを軽減することができることである。

【0017】

さらなる利点として、熟練度が低い医師のために、比較可能なフォローアップ2D超音波画像の取得を支援することができる。例えば、第1の2D超音波画像及び第1の3Dスカウト超音波画像は高度な技術を有する専門家によって取得されるが、フォローアップ超音波画像は助手によって取得され得る。

10

【0018】

一般的に、第1の(スカウト)超音波画像とは最初の検査を指し、第2の(スカウト)超音波画像とはフォローアップ検査を指し得る。フォローアップ検査はより後の時点で、例えば最初の検査から数週間又は数ヶ月後に、治癒プロセス又は疾患の進行を評価するために実行され得る。例えば、最初の検査では、第1の3Dスカウト超音波画像と第1の2D超音波画像が一緒に取得され、一方、その後のフォローアップ検査では、第2の3Dスカウト超音波画像と第2の2D超音波画像が取得される。

【0019】

第1の超音波画像及び第2の超音波画像は、同じ超音波システム又は異なる超音波システムで取得された画像であり得る。例えば、最初の超音波画像は病院で取得され、第2のフォローアップ超音波画像は個人的作業で取得され得る。第1の超音波画像は、例えば、電子健康記録(EHR)などのデータベースから取得され得る。

20

【0020】

第1のインターフェース及び第2のインターフェースは、単一のハードウェアインターフェースなどの同じインターフェースであってもよく、又は異なるインターフェースであってもよいことを理解されたい。例えば、第1のインターフェース及び第2のインターフェースは、1つの共通のデータインターフェース、すなわち、ボリューム領域の第1の3Dスカウト超音波画像、第1の2D超音波画像、及び第2の3Dスカウト超音波画像を受け取るためのインターフェースとすることができる。一実施形態では、第1のインターフェースは、例えば、第1の3Dスカウト超音波画像及び第1の2D超音波画像を受け取るためのデータネットワークインターフェースとすることができ、第2のインターフェースは、超音波取得ユニットから直接データを受け取るインターフェースとすることができる。第1のインターフェースは、最初の検査からのデータを示す機能的手段として考えることができ、一方で第2のインターフェースは、フォローアップ検査からのデータを示す。

30

【0021】

3D超音波画像は、機械的に又は電子的にステアリングされるアレイによって取得され得る。電子的ステアリングは、2D超音波トランスデューサアレイによって実現され得る。あるいは、1D超音波トランスデューサアレイの機械的ステアリングを使用して3D超音波画像を取得することができる。

40

【0022】

本明細書で使用される3Dスカウト超音波画像との用語は、3D超音波画像、特に、2D超音波画像よりも低い解像度を有する3D超音波画像を指す。好都合なことに、より低い解像度の第1及び/又は第2の3D超音波画像を使用して、より短い取得時間を提供することができる。これは、心臓のような動く器官を撮像する場合に特に有利である。第1及び/又は第2の2D超音波画像は、より高い解像度で取得することができる。

【0023】

画像レジストレーションは、2つの2D又は3D画像の互いに対する相対位置及び/又は向きを決定するための医療用撮像における一般用語である。例えば、WO2002/1

50

6963A2及び該文献で引用されている追加文献が参照され得る。例えば、エッジ検出及びセグメント化アルゴリズムによって、複数の画像の対応する領域を識別することができる。

【0024】

共通の座標フレームとは、第1又は第2の3Dスカウト超音波画像の座標フレーム、又は任意の向きを有する座標フレーム、一般的に基準として機能し得る任意の座標系を指し得る。互いに対する超音波画像の相対的向きは重要である。

【0025】

一実施形態では、第1の3Dスカウト超音波画像及び第1の2D超音波画像は、第1の位置から第1の3D超音波プローブで取得された画像であってもよい。第2の3Dスカウト超音波画像は、例えば超音波プローブの位置を変えた後に、又はフォローアップ検査において、第2の位置から第2の3D超音波プローブで取得された画像であってもよい。したがって、第1の3D超音波プローブ及び第2の3D超音波プローブは、同じ又は異なる超音波プローブを指し得る。第2の3Dスカウト超音波画像の取得後、第2の位置から制御信号に基づき第2の2D超音波画像を取得するために制御信号が提供され得る。好適には、超音波プローブは、3Dスカウト超音波画像と対応する2D超音波画像との間で実質的に移動されない。これにより、第1の3Dスカウト超音波画像及び第1の2D超音波画像は、同じ第1の位置から取得された画像である。これに対応して、第2の3Dスカウト超音波画像及び第2の2D超音波画像は、ともに第2の位置から好適に取得される。この実施形態の利点は、第1の3Dスカウト超音波画像に対する第1の2D超音波画像の位置及び/又は向きが、超音波画像の取得のための超音波システムのシステムパラメータ(例えば、ビームステアリングパラメータ)に基づいて決定できることである。したがって、超音波プローブの位置を追跡する必要がない(ただし、これは代替的又は追加的に可能である)。有利なことに、例えばマトリクストランスデューサを備える3D超音波システムの場合、第2の2D超音波画像を取得するための画像面の位置及び/又は向きは電子的に、すなわち、電子的ビームステアリングによって設定することができる。処理ユニットはこれに応じて構成され得ることを理解されたい。一般的に、2D及び3D超音波画像をそれぞれ保存する必要があり、互いに対する相対位置及び/又は向きを示すデータとともに受け取られる。

10

20

30

【0026】

改変として、例えば、3Dスカウト超音波画像の取得と2D超音波画像の取得との間に超音波プローブがわずかに動かされた場合、3Dスカウト超音波画像に対する2D超音波画像の位置及び/又は向きが依然として、例えばレジストレーション手段によって決定され得る。さらに、かかる情報が、後に取得される近傍の任意の2D超音波画像のために保存され得る。これにより、1つの3Dスカウト超音波画像が、複数の2D超音波画像の基礎として機能することができる。

【0027】

一実施形態では、処理ユニットは、第1の2D超音波画像及び第1の3Dスカウト超音波画像の取得のための超音波プローブの制御パラメータに基づき、第1の3Dスカウト超音波画像に対する第1の2D超音波画像の画像面の向きを決定し得る。それぞれの2D及び3D超音波画像の取得のための制御パラメータは、超音波プローブに対する超音波画像の向き及び/又は位置を示し得る。超音波画像が同じ位置から取得された場合、すなわち、超音波プローブが実質的に動かなかった場合、2D超音波画像及び3Dスカウト超音波画像の相対位置及び/又は向きは、超音波プローブの制御パラメータから導き出すことができる。特に、かかる制御パラメータは、特にビームステアリングパラメータ、特に電子ビームステアリングのためのものを含むことができる。これに対応して、処理ユニットの制御信号は、第2の2D超音波画像を取得するための1つ以上の制御パラメータ、例えば第2の2D超音波画像を、第2の3Dスカウト超音波画像に対して所望の向き及び/又は位置で、かつ、第1の2D超音波画像の向き及び/又は位置に対応する向き及び/又は位置で取得するためのビームステアリングパラメータ等を提供し得る。これに代えて又は加

40

50

えて、第1の3Dスカウト超音波画像に対する第1の2D超音波画像の画像面の向き及び/又は位置は、2Dから3Dへのレジストレーションに基づいて決定することもできる。これは、制御パラメータ情報が利用可能でないか又は不十分な場合に特に有用である。これらの技術を組み合わせて、パフォーマンスをさらに向上させることもできる。

【0028】

一実施形態では、超音波画像のうちの少なくとも1つは、超音波画像の取得のための超音波プローブの制御パラメータ、特に、取得ゲイン、フォーカス、深度、ズーム、位置、向き、及びビームステアリングパラメータのうちの少なくとも1つを示すメタデータをさらに含み得る。この実施形態の利点は、1つ又は複数の制御パラメータを、超音波画像データとともに直接格納することができることである。これに代えて又は加えて、医療用画像処理装置は、インターフェースを介して別個に1つ又は複数の制御パラメータ（システムパラメータとも呼ばれる）に関するデータを受け取ることができる。

10

【0029】

一実施形態では、処理ユニットによって供給される制御信号は、第2の2D超音波画像を取得するための超音波プローブの少なくとも1つの制御パラメータを示し得る。例えば、制御信号は、取得ゲイン、フォーカス、深度、ズーム、位置、向き、及びビームステアリングパラメータのうちの少なくとも1つを示すことができる。これにより、超音波プローブは、第1の2D超音波画像と対応するビューを提供する第2の2D超音波画像を取得するように制御され得る。あるいは、制御信号は、第2の3Dスカウト超音波画像に対して取得されるべき所望の第2の2D超音波画像の相対位置及び/又は向きを示す制御信号を提供してもよい。超音波プローブ、特にビームステアリングのための制御パラメータは、プローブ又はトランスデューサコントローラのようなオプションの仲介エンティティによって、これらに基づいて計算することができる。

20

【0030】

一実施形態では、レジストレーションのステップは、第1及び第2の3Dスカウト超音波画像内の解剖学的セグメント化を含み得る。共通の座標フレームの定義は、上記解剖学的セグメント化に基づき得る。この実施形態の利点は、第1及び第2の3Dスカウト超音波画像の相対位置及び向きを決定するための参照として解剖学的特徴を採用し得ることである。

【0031】

一実施形態では、第2の3Dスカウト超音波画像を第1の3Dスカウト超音波画像とレジストレーションすることは、第1の3Dスカウト超音波画像及び第2の3Dスカウト超音波画像それぞれの視野（FOV）マスク内の画像コンテンツをレジストレーションすることを含み得る。この実施形態の利点は、レジストレーションのために超音波画像全体が考慮されるのではなく、FOVマスクによって示される関連する領域内の画像コンテンツのみが考慮されることである。したがって、FOV円錐をそのまま比較することなく、画像コンテンツを比較してレジストレーションすることができる。FOV円錐は、超音波プローブによって提供される典型的な三角形又はピラミッド形の視野円錐であり得る。

30

【0032】

一実施形態では、レジストレーションは、第1の3Dスカウト超音波画像と第2の3Dスカウト超音波画像との間の重なりを決定すること、特に、第1の3Dスカウト超音波画像と第2の3Dスカウト超音波画像との間に十分な重なりがあるか否かを決定することを含み得る。これにより、両3D超音波画像のレジストレーションのための十分な重なりが判定され得る。さらなる利点は、重なりが不十分であると判定された場合に、画像処理装置がアラート信号を生成できることである。結果として、アラートメッセージがユーザーフェース、例えば、別個の又は超音波システムに既に存在するユーザインターフェースを介して提供され、ユーザは、それに応じて超音波プローブを位置変更し得る。好適には、ユーザは、決定された重なりに基づいて超音波プローブをどのように配置するかについてのガイダンスを提供され得る。例えば、ユーザは、超音波プローブを特定の方向に移動又は傾斜させるように指示されてもよい。このようなガイダンスは、例えば、プローブをど

40

50

のように配置するかに関するリアルタイムフィードバックを伴う音声ガイダンスによって、及び/又はグラフィカルユーザインターフェースを介して提供され得る。グラフィカルユーザインターフェースは、好適には、超音波プローブの現在位置及び目標位置、及び/又は必要なプローブの移動を示し得る。

【0033】

改変として、十分な重なりが見つかるまで、複数の3Dスカウト超音波画像のシーケンスを繰り返し取得することができる。したがって、画像処理装置は、3Dスカウト超音波画像の反復取得のための制御信号を提供するように構成され得る。十分なオーバーラップが検出された場合、ユーザはユーザインターフェースを介してそれに応じた通知を受けることができる。

10

【0034】

一実施形態では、第1及び/又は第2の2D超音波画像の解像度は、第1及び/又は第2の3Dスカウト超音波画像の解像度より高くてもよい。例えば、超音波システムは、対応する3Dスカウト超音波画像よりも高い解像度で2D超音波画像を取得するように構成されてもよい。より低い解像度の3Dスカウト超音波画像がレジストレーションのために十分であり得ることが分かった。より高い分解能の2D超音波画像は、その後、実際の臨床診断のために使用され得る。この実施形態の利点は、特に、第1の2D超音波画像に加えて、第1の3Dスカウト超音波画像を迅速に取得できることである。例えば、3Dスカウト超音波画像の取得は、わずかに1/10秒しか、かからない可能性がある。したがって、超音波システムのオペレータが2D超音波画像の詳細な分析のためにスクリーンをフリーズさせる時間の間に、実質的に時間をむだにすることなく、解像度が低い3Dスカウト超音波画像の取得のためのバックグラウンド処理が実行され得る。

20

【0035】

一実施形態では、処理ユニットはさらに、第1の3Dスカウト超音波画像及び/又は共通の座標フレームに対する第1の2D超音波画像の位置を決定し、さらに、ボリューム領域の第1の2D超音波画像の位置に従って、超音波プローブによる第2の2D超音波画像の取得を制御するように適合された制御信号を提供し得る。第2の2D超音波画像の位置及び向きは、第1の2D超音波画像の位置及び向きに対応し得ることを理解されたい。したがって、処理ユニットは、各ステップにおいて位置及び向きの両方を考慮するように構成され得る。よって、好適には、第1及び第2の2D超音波画像の同じ位置に同じ構造が表示される。

30

【0036】

一実施形態では、医療用画像処理装置、特に処理ユニットは、ユーザインターフェースを介して、制御信号に基づいて第2の2D超音波画像を取得するためのガイダンスを超音波技師に提供するように構成され得る。特に、第1の2D超音波画像に従って第2の2D超音波画像を取得するための制御信号に基づいて、超音波プローブをどのように配置するかに関する音声ガイダンス又はグラフィカルガイダンスがユーザインターフェースを介して超音波技師に提供され得る。例えば、超音波技師は、第1の2D超音波画像に対応する第2の2D超音波画像を取得するために超音波プローブをどのように配置するかに関するヒューマンマシンインターフェース(HMI)を介してフィードバックを受け取り得る。例えば、プローブをどのように配置するかに関する音声フィードバック(好適にはリアルタイムフィードバックを伴う)によって、及び/又はグラフィカルディスプレイ上に、フォローアップ2D超音波画像を取得するためのガイダンスが超音波技師に提供され得る。このようなガイダンスは、好適には、超音波プローブの現在位置及び目標位置、及び/又は必要なプローブの移動を示し得る。例えば、第1の3Dスカウト超音波画像及び第2の3Dスカウト超音波画像のレジストレーションを示すレジストレーション情報、例えば、両3Dスカウト超音波画像の位置及び/又は向きが、プローブの位置及び/又は向きが第1及び第2の取得の間でより良好に対応するように超音波プローブを動かすための超音波技師への援助として、グラフィカルユーザ上に提供され得る。

40

【0037】

50

一実施形態では、上記方法はさらに、制御信号に基づき、前記超音波プローブで前記ボリューム領域の前記第2の2D超音波画像を取得するステップを含み得る。これに対応して、方法はさらに、例えば最初の第1の検査において第1の2D超音波画像及び第1の3Dスカウト超音波画像を取得するステップと、例えばフォローアップ検査における制御信号に基づく第2の2D超音波画像の取得の直前において第2の3Dスカウト超音波画像を取得するステップとを先行するステップとして含み得る。

【0038】

取得された超音波画像、又はより正確には超音波画像データは、処理ユニットによって取得及び処理され得ることを理解されたい。本明細書で使用される場合、取得という用語は、データの受け取り又は取り出しを指し得る。例えば、超音波プローブで過去に取得された超音波画像データが、医療用超音波画像処理装置によって受け取られる。また、電子健康記録（EHR）、病院情報システム（HIS）、又は画像保管及び通信システム（PACS）などのストレージユニット又はデータベースからかかるデータを能動的に取り出すことも可能である。好適には、第1の2D超音波画像及び第1の3Dスカウト超音波画像は、相対位置及び/又は向きを示すデータとともにデータベースに格納される。フォローアップ検査を行うとき、第2の2D超音波画像の一貫した信頼性の高い取得のために制御信号を決定するために、この情報がアクセスされ、受け取られ、使用され得る。

10

【図面の簡単な説明】

【0039】

本発明の上記及び他の側面は、以下に記載される実施形態を参照しながら説明され、明らかになるであろう。

20

【図1】図1は、患者の身体の一部をスキャンするために使用される超音波撮像システムの概略図を示す。

【図2】図2は、アレイトランスデューサを有する超音波撮像システムの一実施形態の概略ブロック図である。

【図3】図3は、本発明の一側面に係る医療用画像処理装置を含む超音波システムの簡略化された概略ブロック図を示す。

【図4】図4は、本発明の一側面に係る医療用画像処理方法の第1の実施形態のワークフローのフローチャートを示す。

【図5】図5は、2D超音波画像及び3D超音波画像の互いに対する向きの第1の概略図を示す。

30

【図6】図6は、2D超音波画像及び3D超音波画像の互いに対する向きの第2の概略図を示す。

【図7】図7は、2D超音波画像の再現可能な取得を支援するための提案されるワークフローのフローチャートを示す。

【発明を実施するための形態】

【0040】

本発明の一側面に係る医療用超音波画像処理装置10を説明する前に、超音波システム100の基本原理について、図1及び図2を参照して説明する。

【0041】

40

図1は、超音波システム100、特に医療用3次元（3D）超音波撮像システムの概略図を示す。超音波撮像システム100は、解剖学的部位、特に、患者12の解剖学的部位のボリュームを経時的に検査するために適用される。超音波システム100は、超音波を送信及び/又は受信するための多数のトランスデューサ素子を有する少なくとも1つのトランスデューサアレイを有する超音波プローブ14を含む。一例では、トランスデューサ素子の各々は、特定のパルス持続時間の少なくとも1つの送信インパルス、特に、複数の連続送信パルスの形態で超音波を送信することができる。トランスデューサ素子は、好ましくは、特に多平面又は3次元画像を提供するために、2次元アレイに配置される。

【0042】

3次元超音波システム的具体例は、本願の出願人によって販売されているCX40 C

50

compact Xtreme超音波システムであってもよく、特に、出願人のX6-1又はX7-2t TEEトランスデューサ、又は出願人のxMatrix技術と共に使用され得る。一般的に、Philips iE33システムに見られるようなマトリックストランスデューサシステム、又は例えばPhilips iU22及びHD15システムに見られるような機械的3D/4Dトランスデューサ技術は、本発明と併せて適用することができる。

【0043】

3D超音波スキャンは、典型的には、ターゲットボリューム又は又は容積測定領域として指定され得る体内の特定のボリュームを照射する超音波を放射することを含む。これは、複数の異なる角度で超音波を放射することによって達成することができる。次に、反射波を受信して処理することによって、ボリュームデータのセットが得られる。ボリュームデータのセットは、体内のターゲットボリュームを経時的に表現する。時間は通常、第4の次元として示されるので、経時的に3D画像シーケンスを送るこのような超音波システム100は、4D超音波撮像システムと呼ばれることもある。

10

【0044】

超音波プローブ14は、非侵襲的に(図1に示すように)使用されてもよく、又は、TEEで通常行われるように侵襲的に使用されてもよい(明示されていない)。超音波プローブ14は、システムのユーザ、例えば医療スタッフ又は医師が手で持つものであってもよい。超音波プローブ14は、患者12の解剖学的部位、特に患者12の解剖学的物体の画像を提供するために、患者12の身体に適用される。

20

【0045】

さらに、超音波システム100は、超音波システム100を介する3D画像シーケンスの供給を制御する画像再構成ユニット16を備え得る。以下でさらに詳細に説明するように、画像再構成ユニット16は、超音波プローブ14のトランスデューサアレイを介するデータの取得だけでなく、超音波プローブ14のトランスデューサアレイによって受信された超音波ビームのエコーから3D画像シーケンスを形成する信号及び画像処理も制御し得る。

【0046】

超音波システム100は、3D画像シーケンスをユーザに表示するためのディスプレイ18をさらに備え得る。さらに、キー又はキーボード22を含み得る入力装置20、及び他のトラックボール24などの入力装置を設けることができる。入力装置20は、ディスプレイ18に接続されていてもよいし、又は画像再構成ユニット16に直接接続されていてもよい。

30

【0047】

図2は、超音波システム100の概略的なブロック図である。超音波プローブ14は、例えば、CMUTトランスデューサアレイ26を含むことができる。あるいは、トランスデューサアレイ26は、PZT又はPVDfなどの材料で形成された圧電トランスデューサ素子を含んでもよい。トランスデューサアレイ26は、3D撮像のために3次元でスキャンを実行可能な複数のトランスデューサ素子の1次元又は2次元アレイである。トランスデューサアレイ26は、CMUTアレイセル又は圧電素子による信号の送受信を制御するプローブ内のマイクロビームフォーマ28に結合される。マイクロビームフォーマは、US5,997,479(Savord et al.)、6,013,032(Savord)、及び6,623,432(Powers et al.)に記載されているように、トランスデューサ素子のグループ又は「パッチ」によって受信された信号の少なくとも部分的なビーム形成を実行可能である。マイクロビームフォーマ28は、プローブケーブルによって、送信/受信(T/R)スイッチ30に結合され、送信/受信(T/R)スイッチ30は、送信と受信とを切り替え、また、マイクロビームフォーマ28が使用されず、トランスデューサアレイ26がメインシステムビームフォーマ34によって直接操作される場合に高エネルギー送信信号からメインビームフォーマ34を保護する。マイクロビームフォーマ28によって制御されるトランスデューサアレイ26からの超音波ビー

40

50

ムの送信は、T/Rスイッチ30及びメインシステムビームフォーマ34によってマイクロビームフォーマ28に結合されるトランスデューサコントローラ32によって指示され、これは、ユーザのユーザインターフェース及び/又はコントロールパネル22の操作から入力を受け取る。トランスデューサコントローラ32によって制御される機能の1つは、ビームがステアリング及びフォーカスされる方向である。ビームは、トランスデューサアレイ26から直進する(アレイに対して直交する)よう方向づけられてもよいし、又は、より大きな視野のために異なる角度に方向づけられてもよい。トランスデューサコントローラ32は、CMUTアレイのためのDCバイアスコントロール58を制御するように結合され得る。DCバイアスコントロール58は、CMUTセルに印加されるDCバイアス電圧を設定する。

10

【0048】

マイクロビームフォーマ26によって生成された部分的にビーム成形された信号は、メインビームフォーマ34に送られ、各トランスデューサ素子パッチからの部分的にビーム成形された信号が結合され、完全にビーム成形された信号が生成される。例えば、メインビームフォーマ34は128個のチャンネルを有し、そのそれぞれが、数十又は数百個のCMUTトランスデューサセル又は圧電素子からなるパッチから部分的にビーム成形された信号を受信する。このようにして、トランスデューサアレイ26の数千のトランスデューサ素子によって受信された信号が、単一のビーム成形された信号に効率的に寄与することができる。

20

【0049】

ビーム成形された信号は、信号プロセッサ36に結合される。信号プロセッサ36は、バンドパスフィルタリング、デシメーション、I成分及びQ成分分離、及び、線形及び非線形信号を分離して、組織、及び/又は、患者12の体に予め投与された造影剤に含まれるマイクロバブルから戻る非線形(基本周波数の高次高調波)エコー信号の特定を可能にする高調波信号分離など、様々なやり方で受信されたエコー信号を処理し得る。信号プロセッサ36はまた、スペckル低減、信号合成、及びノイズ除去などの追加の信号エンハンスメントを実行してもよい。信号プロセッサ36におけるバンドパスフィルタは、エコー信号が受信される深度の上昇に伴い、通過帯域がより高い周波数帯域からより低い周波数帯域にスライドし、それにより、解剖学的情報を有さない深い深度からの高い周波数のノイズを除去するトラッキングフィルタであってもよい。

30

【0050】

処理された信号は、Bモードプロセッサ38及びドップラープロセッサ40に送られ得る。Bモードプロセッサ38は、体内の器官及び血管の組織などの体内の構造の撮像のために受信された超音波信号の振幅の検出を用いる。体の構造のBモード画像は、US6,283,919(Roundhill et al.)及びUS6,458,083(Jago et al.)に記載されるように、高調波画像モード又は基本画像モード、又はこれらの組み合わせで形成され得る。

【0051】

ドップラープロセッサ40は、画像フィールド内の血球の流れなどの物質の動きの検出のために、組織の動き及び血流からの時間的に異なる信号を処理し得る。ドップラープロセッサ40は、典型的には、体内の選択されたタイプの材料から返されたエコーを通過及び/又は拒絶するように設定され得るパラメータを有するウォールフィルタを含む。例えば、ウォールフィルタは、速度の高い材料からの低い振幅の信号を通過させ、一方、低い又はゼロ速度の材料からの強い信号を拒絶する通過帯域特性を有するように設定され得る。この通過帯域特性は、流れている血液からの信号を通過させる一方、心壁などの静止した又は動きの遅い物体からの信号を拒絶する。逆特性は、組織ドップラー撮像と呼ばれるものために、心臓の動いている組織からの信号を通過させる一方、血流信号を拒絶し、組織の動きを検出及び描写する。ドップラープロセッサ40は、画像フィールド内の異なる点からの時間的に分散したエコー信号のシーケンスを受信して処理し、特定の点からのエコーのシーケンスはアンサンブルと呼ばれる。比較的短い間隔で高速で連続して受信さ

40

50

れたエコーのアンサンブルは、血流のドップラーシフト周波数を推定するために使用され、ドップラー周波数と血流速度を示す速度との対応が用いられる。より長い時間にわたって受信されるエコーのアンサンブルは、より遅く流れる血液又はゆっくりと動く組織の速度を推定するために使用される。

【0052】

Bモードプロセッサ38及びドップラープロセッサ40によって生成された構造的及び動き信号は、スキャンコンバータ44及び多断面(multiplanar)リフォーマッタ54に送られ得る。スキャンコンバータ44は、所望の画像フォーマットで、エコー信号が受信された空間的關係にエコー信号を配置する。例えば、スキャンコンバータ44は、エコー信号を2次元(2D)扇形フォーマット又はピラミッド3次元(3D)画像に配置し得る。スキャンコンバータ44は、画像フィールド内の複数の点における動きに対応する色を有するBモード構造画像を、それらのドップラー推定速度と重ね合わせて、画像フィールド内の組織の動き及び血流を示す有色ドップラー画像を生成し得る。多断面リフォーマッタ54は、US6,443,896(Detmer)に記載されているように、人体の立体領域内の共通平面内の複数の点から受信されたエコーを、その平面の超音波画像に変換する。ボリュームレンダラー52は、US6,530,885(Entrekin et al.)に記載されているようにして、3Dデータセットのエコー信号を、所与の基準点から見た経時的な投影3D画像シーケンス56に変換する。3D画像シーケンス56は、スキャンコンバータ44、多断面リフォーマッタ54、及びボリュームレンダラー52から画像プロセッサ42に送られ、画ディスプレイ18上に表示するために、さらなるエンハンスメント、バッファリング、及び一時的保存が行われる。撮像のために使用されることに加えて、ドップラープロセッサ40によって生成される血流値及びBモードプロセッサ38によって生成される組織構造情報は、定量化プロセッサ46に送られてもよい。この定量化プロセッサ46は、血流の流量などの異なる流れ条件の指標、及び臓器の大きさ及び妊娠期間などの構造的指標を生成し得る。定量化プロセッサ46は、測定が行われるべき画像の解剖学的構造内の点などの入力をユーザ制御パネル22から受け取り得る。定量化プロセッサ46からの出力データは、グラフィックスプロセッサ50に送られ、測定結果のグラフィックス及び値が画像とともにディスプレイ18上に表示される。また、グラフィックスプロセッサ50は、超音波画像と共に表示されるグラフィックオーバーレイを生成してもよい。グラフィックオーバーレイは、患者の名前、画像の日時、イメージングパラメータなどの標準的な識別情報を含み得る。これらの目的のために、グラフィックスプロセッサ50は、患者の名前などの入力をユーザインターフェース22から受け取り得る。ユーザインターフェース22はまた、トランスデューサアレイ26からの超音波信号の生成を制御するために送信コントローラ32に結合され、よって、トランスデューサアレイ及び超音波システムによって生成される画像を制御する。ユーザインターフェース22はまた、MPR画像の画像フィールドにおいて定量化された測定を実行するために使用され得る複数のMPR(multiplanar reformatted)画像の平面の選択及び制御のために、多断面リフォーマッタ54に結合され得る。

【0053】

繰り返しになるが、上記超音波システム100は、医療用超音波画像処理装置10の用途の一例としてのみ説明されたことに留意されたい。上記超音波システム100は、上述した全ての構成要素を含む必要はないことに留意されたい。一方、超音波システム100は、必要であれば、さらなる構成要素を含むこともできる。また、上述した複数の構成要素は、必ずしもハードウェアとして実現される必要はなく、ソフトウェア構成要素として実現されてもよい。複数の上記構成要素は、共通のエンティティに含まれてもよく、又は場合によっては、単一のエンティティに含まれてもよく、図2に概略的に示されているように全てが別々のエンティティとして実現される必要はない。

【0054】

図3は、本発明の一側面に係る医療用超音波画像処理装置10を含む超音波システム100の簡略化された概略ブロック図を示す。画像処理装置10は、例えば最初の検査から

、ボリューム領域の第1の3Dスカウト超音波画像3及び第1の2D超音波画像4を受け取り、また、例えば現在のフォローアップ検査から、ボリューム領域の第2の3Dスカウト超音波画像6を受け取る。出力として、画像処理装置10は、ボリューム領域の第1の2D超音波画像4の画像面の向きに従って、超音波プローブ14によるボリューム領域の第2の2D超音波画像の取得を制御するように適合された制御信号8を提供する。

【0055】

超音波プローブ14が医師により手動で配置される超音波画像の手持取得のために、最初の検査中の超音波プローブ14の位置P1は、通常、ボリューム領域のフォローアップ検査中の超音波プローブ14'の位置P2とは異なる。これは図1に例示的に示されている。したがって、図5に示すように、第1の位置P1からの第1の3Dスカウト超音波スキャンのピラミッド視野円錐81は、第2の位置P2からの第2の3Dスカウト超音波スキャンのピラミッド視野円錐82と異なり得る。図5の三角形の視野円錐83は、第1及び第2の3Dスカウト超音波画像に対する第1の2D超音波画像の位置及び向きを示す。

10

【0056】

再び図3を参照すると、ボリューム領域の第1の3Dスカウト超音波画像3及び第1の2D超音波画像4は、メモリユニット又はデータベース60から取得することができる。有利な実施形態では、メモリユニットは、病院のPACS（画像保管及び通信システム）等のデータベース、クラウドベースのデータベース、又は超音波装置内のローカルストレージユニットであってもよい。このようなデータベース60は、図1及び図2に示すようなシステム内にも設けられ得る。第1の2D超音波画像及び第1の3Dスカウト超音波画像はそれぞれ、互いに対する相対的位置及び/又は向きを示すデータとともに格納される。第1の3Dスカウト超音波画像及び第1の2D超音波画像は、第1の位置から3D超音波プローブで取得された画像であってもよい。第1の3Dスカウト超音波画像に対する第1の2D超音波画像の位置及び向きは、例えば、第1の2D超音波画像及び第1の3Dスカウト超音波画像の取得のための超音波プローブの制御パラメータから決定することができる。制御パラメータは、取得ゲイン、フォーカス、深度、ズーム、位置、向き、及び/又はビームステアリングパラメータのうちの1つ又は複数を含むことができる。

20

【0057】

システム100は、被検者12の超音波画像を取得するように構成された超音波トランスデューサアレイ26を含む超音波プローブ14をさらに備える。超音波プローブ14は、例えば図1及び図2を参照して説明した超音波プローブとすることができる。超音波プローブ14は、第2の3Dスカウト超音波画像6を医療用超音波画像処理装置10へのさらなる入力として提供する。

30

【0058】

医療用超音波画像処理装置10は、被検者12のボリューム領域の第1の3Dスカウト超音波画像3及び第1の2D超音波画像4を受け取るための第1のインターフェース2と、前記ボリューム領域の第2の3Dスカウト超音波画像6を受け取るための第2のインターフェース5と、処理ユニット11であって、前記第1の3Dスカウト超音波画像3に対する前記第1の2D超音波画像4の画像面の向きを決定するステップと、前記第1の3Dスカウト超音波画像3及び前記第2の3Dスカウト超音波画像6を共通の座標フレームにおいてレジストレーションするステップと、前記第1及び第2の3Dスカウト超音波画像4、6のレジストレーション、及び、前記第1の3Dスカウト超音波画像3に対する前記第1の2D超音波画像4の前記画像面の決定された向きに基づいて、前記共通の座標フレームに対する前記第1の2D超音波画像3の前記画像面の向きを決定するステップと、前記ボリューム領域の前記第1の2D超音波画像4の前記画像面の前記向きに従って、超音波プローブ14'による前記ボリューム領域の第2の2D超音波画像の取得を制御するように適合された制御信号8を提供するステップとを実行する処理ユニットとを備え、前記第2の2D超音波画像の画像面の向きは、前記ボリューム領域の前記第1の2D超音波画像4の前記画像面の決定された前記向きに対応する。制御信号8は、画像処理装置10の出力7を介して供給され得る。

40

50

【0059】

システムは、オプションとして、医療用超音波画像処理装置10によって提供される制御信号8に基づいて第2の2D超音波画像を取得するように超音波プローブ14を制御するプローブコントローラ31をさらに備え得る。あるいは、制御信号8は、超音波プローブ14を直接制御するように構成されてもよい。

【0060】

好適には、第2の3Dスカウト超音波画像は、第2の位置から3次元超音波プローブ14で取得された画像である。測定は高速（例えば、1/10秒）であるので、超音波プローブ14は、第2の3Dスカウト超音波画像の取得と第2の2D超音波画像の取得との間では位置変更されていないと仮定することができる。したがって、制御信号8は、第2の2D超音波画像が同じ第2の位置から取得されるという仮定又は境界条件の下で、第2の2D超音波画像の取得のために提供され得る。制御信号は、第2の2D超音波画像の取得に使用されるビームステアリングパラメータなどの超音波プローブの制御パラメータを示し得る。これにより、第2の2D超音波画像を取得するための画像面の向きを、電子的に設定又は操作し、決定された第1の2D超音波画像の画像面の向きに対応させることができる。再び図5を参照すると、第1及び第2の2D超音波画像は、第1の2D画像超音波の三角視野円錐83によって示されるのと同じビュー84を一貫して提供する。

10

【0061】

図1及び図2を再び参照すると、提案される医療用超音波画像処理装置は、画像再構成ユニット16内に、特に、画像プロセッサ42内に含まれ得る。したがって、画像プロセッサ42は、第1の3Dスカウト超音波画像及び第1の2D超音波画像を受け取るためのデータベース60に接続されてもよい。図2に示すように、プローブコントローラ31は、画像プロセッサ42に接続されたトランスデューサコントローラ32によって実現することができる。

20

【0062】

図4は、本発明の一側面に係る医療用画像処理方法を含むワークフローのフローチャートを示す。水平な破線より上の要素は最初の検査を示し、水平な破線より下の要素はフォローアップ検査を示す。

【0063】

最初のステップS71において、第1の2D超音波画像が取得される。第2のステップS72において、第1の3Dスカウト超音波画像が取得される。このシーケンスは変更されてもよい。第1の3Dスカウト超音波画像及び第1の2D超音波画像は、好適には一緒に取得され、すなわち、同じ検査中に、好適には超音波プローブの位置を変更することなく、取得された画像である。第1の2D超音波画像及び第1の3Dスカウト超音波画像は、互いに対する相対的位置及び/又は向きを示すデータとともに格納される。

30

【0064】

ステップS73において、第1の3Dスカウト超音波画像に対する第1の2D超音波画像の向き及び/又は位置が決定される。このステップは、フォローアップ検査の前に既に実行されていてもよい。したがって、医療用超音波画像処理ユニット10は、第1の3Dスカウト超音波画像、第1の2D超音波画像、及びそれらの互いに対する相対位置及び/又は向きを示すデータを受け取ることができる。

40

【0065】

ステップS74において、第2の3Dスカウト超音波画像が取得される。図1に例示されているように、超音波プローブ14が医師により手動で配置される超音波画像の手持取得のために、最初の検査中の超音波プローブ14の位置P1は、通常、フォローアップ検査中の超音波プローブ14'の位置P2とは異なる。これは、図5の異なる3D視野円錐81及び82によっても示されている。

【0066】

ステップS75において、第1の3Dスカウト超音波画像3及び第2の3Dスカウト超音波画像6が共通の座標フレーム内にレジストレーションされる。換言すれば、第1の3

50

Dスカウト超音波画像及び第2の3Dスカウト超音波画像の相対位置及び/又は向きが決定される。したがって、第1の3Dスカウト超音波画像と第2の3Dスカウト超音波画像との間の対応関係を確立することができる。既知の画像レジストレーション技術を用いることができる。レジストレーションのステップは、場合により、上記の2つの3次元超音波画像が十分に重なっているか否かを決定するステップをさらに含むことができる。十分な重なりがない場合、第2の3Dスカウト超音波画像の反復取得のための制御信号が画像処理装置によって提供され得る。オプションで、3Dスカウトが十分に重なり合わない場合、プローブの位置を変更し、新たな第2の3Dスカウト超音波画像を取得するように超音波検査技師を促すことができる。3D超音波画像の信頼できるレジストレーションのために、又は第2の2D超音波画像の取得のために十分な重なりが達成されるまで、第2の3D超音波画像のシーケンスが反復的に取得されてもよい。

10

【0067】

ステップS76において、第1及び第2の3Dスカウト超音波画像の上記レジストレーション(ステップS75参照)、及び、第1の3Dスカウト超音波画像に対する第1の2D超音波画像の画像面の決定された向き(ステップS73参照)に基づいて、上記共通座標フレームに対する第1の2D超音波画像の画像面の向きが決定される。

【0068】

ステップS77において、ボリューム領域の第1の2D超音波画像の画像面の向きに基づき超音波プローブによるボリューム領域の第2の2D超音波画像の取得を制御するように適合された制御信号8が提供される。ここで、第2の2D超音波画像の画像面の向きは、ボリューム領域の第1の2D超音波画像の画像面の決定された向きに対応する。これにより、画像処理装置10は、第1の2D超音波画像と同じ視野の第2の2D超音波画像を取得するように超音波プローブ14を制御することができる。したがって、最初の検査における第1の3Dスカウト超音波映像の3D視野円錐81とフォローアップ検査における第2の3Dスカウト超音波画像の3D視野円錐82とが異なる場合であっても、両方の2D超音波映像が、図5に示す視野円錐83及び84によって示されるように、同じビューを提供することができる。

20

【0069】

好適には、第2の2D超音波画像は、超音波プローブを位置変更することなく、第2の3Dスカウト超音波画像の取得及び上記処理の直後に、同じフォローアップ検査中に取得される。これにより、測定間の超音波プローブの位置の追跡が必要とされない。

30

【0070】

データ取得ステップS71、S72、S74、及びS78はそれぞれ、実際の信号処理に対して前後し、その場合、実際の信号処理は、かかるデータに基づく検知手段を要せずに、プログラムコード手段がプロセッサに本明細書に記載の処理ステップを実行させるマイクロプロセッサ又はマイクロコントローラのような処理装置によって実行され得る。

【0071】

図6は、2D超音波画像及び3D超音波画像の互いに対する位置及び向きの第2の概略図を示す。簡略化のために、図6は、2D超音波画像83、84の画像面に対して垂直な2次元断面を示す。第1の3Dスカウト超音波画像の第1の視野円錐81は、第1の位置P1から取得される。第2の3Dスカウト超音波画像の第2の視野円錐82は、第2の位置P2から取得される。第1の2次元超音波画像の視野円錐又は画像面は参照符号83で示されている。第2の2次元超音波画像の視野円錐又は画像面は参照符号84で示されている。

40

【0072】

第1の3Dスカウト画像は、第2の3Dスカウト超音波画像に対してレジストレーションされ(S75)、相対位置及び向きが決定される。レジストレーションは、図6の斜線領域によって示されるように、第1の3Dスカウト超音波画像と第2の3Dスカウト超音波画像との間の重なりを決定することを含むことができる。さらに、処理ユニットは、第1の3Dスカウト超音波画像に対する第1の2D超音波画像の画像面83の向きを決定す

50

るように構成される(573)。

【0073】

第1の3Dスカウト超音波画像の視野円錐81に対する第1の2D超音波画像の画像面83の既知の向きに基づき、さらに、視野円錐82によって示される第2の3Dスカウト超音波画像に対する、視野円錐81によって示される第1の3Dスカウト超音波画像の既知の相対位置及び向きに基づき、第2の2D超音波画像の向きが第1の2D超音波画像の向きに対応するよう、第2の3Dスカウト超音波画像に対する第2の2D超音波画像を取得するために、画像面84の向きを計算することができる。したがって、ボリューム領域の第1の2D超音波画像の画像面の向きに基づき超音波プローブによるボリューム領域の第2の2D超音波画像の取得を制御するように適合された制御信号が、提案される画像処理装置10によって提供され得る。ここで、第2の2D超音波画像の画像面84の向きは、ボリューム領域の第1の2D超音波画像の画像面83の決定された向きに対応する。

10

【0074】

好適には、画像処理装置は、図1及び図2の超音波システム100のディスプレイ18のようなユーザインターフェースを介して、上記制御信号に基づき第2の2D超音波画像を取得するためのガイダンスを超音波技師に提供するように構成される。例えば、フォローアップ検査の超音波プローブ位置P2が、最初の検査の超音波プローブ位置P1により良好に対応するように超音波プローブ14'を動かすための超音波技師へのヘルプ又はガイダンスとして、図6のフレーム87に示されたビューがGUI(graphical user interface)上に表示され得る。したがって、矢印85によって示されるように超音波プローブを移動させ、場合によってはさらに超音波プローブを角度86だけ傾斜させるなどのガイダンスが超音波技師に提供され得る。それぞれの2D超音波画像の画像面83、84が、3Dスカウト超音波画像の視野円錐81、82に対して同じ位置及び向きを有する場合、第1及び第2の2D超音波画像は同一のビューで取得され得る。

20

【0075】

代替的又は追加的に、第2の2D超音波画像の取得のために超音波プローブをどのように配置するかに関する音声ガイダンスが超音波技師に提供されてもよい。このために、超音波システムは、スピーカのようなオーディオ出力ユニットを含むユーザインターフェースを有し得る。

【0076】

一実施形態では、画像面84の角度を調整するために電子ビームステアリングを適用することができる。この実施形態の利点は、86で示すように手動で超音波プローブを傾ける必要がないことである。これは、マトリックストランスデューサを備える3次元超音波システムを有する場合に該当し得る。したがって、制御信号に基づいて第2の2D超音波画像を取得するために、超音波技師にガイダンスを提供すること、及び超音波プローブのパラメータを調整することを好適に組み合わせることができる。

30

【0077】

また、画像処理装置は、超音波プローブのパラメータを制御することのみによって、第2の2D超音波画像を取得するための制御信号を提供するように構成されてもよい。したがって、図6に示された例示的なケースでは、第1の2D超音波画像の画像面83と、第2の3Dスカウト超音波画像の視野円錐82との交差として、第2の2D超音波画像を取得するように超音波プローブを制御することができる。利点は、超音波プローブを位置変更する必要がないことである。しかし、欠点は、最初の2D画像の完全なビューの一部しか取得できないことであり得る。

40

【0078】

例えば、2D画像面83、84がプローブ位置P1、P2を通過する必要があり、超音波プローブを動かさずに2D画像面を任意にシフトさせることができない別の実施形態では、第1の2D画像の画像面83に略対応するように、第2の2D超音波画像の画像面84が制御され得る。例えば、第2の2D超音波画像の画像面84の向きは、ボリューム領域の第1の2D超音波画像の画像面83の決定された向きに対応する。したがって、第1

50

の 2 D 超音波画像の画像面 8 3 に対して、平行な画像面 8 4 又は（共通の視野内において）最小の全体的距離を有する面が提供され得る。それでも、好ましい実施形態では、3 D 超音波画像及び 2 D 超音波画像の位置及び向きが決定及び考慮される。

【 0 0 7 9 】

図 6 は単純化された 2 次元図を示しているが、第 1 及び第 2 の 2 D 超音波画像の両 2 D 画像面を 3 D 空間に対応させるために、回転を考慮する必要がある可能性があることを理解されたい。

【 0 0 8 0 】

図 7 は、2 D 超音波画像の再現可能な取得を支援するための提案されるワークフローの第 2 のフローチャートを示す。上記と同様に、水平な破線より上の要素は最初の取得を示し、水平な破線より下の要素はフォローアップ取得を示す。

10

【 0 0 8 1 】

ステップ S 9 1 において、第 1 の 3 D スカウト超音波スキャンが取得され、取得ゲイン、フォーカス、深度、ズーム、位置、向き、及びビームステアリングパラメータなどの取得に使用された超音波システムのシステムパラメータと共に格納される。対応する格納された第 1 の 3 D 超音波スキャンデータは、項目 9 1 によって示される。ステップ S 9 2 において、第 1 の 2 D スキャンが取得され、超音波システムの対応するシステムパラメータと共に格納される。対応する格納された第 1 の 2 D 超音波スキャンデータは、項目 9 2 によって示される。

【 0 0 8 2 】

ステップ S 9 3 において、第 2 の 3 D スカウト超音波スキャンが取得され、取得に使用された超音波システムのシステムパラメータと共に格納される。対応する格納された第 2 の 3 D スキャンデータは、項目 9 3 によって示される。ステップ S 9 4 において、格納された第 1 の 3 D スキャンデータ 9 1 及び格納された第 2 の 3 D スキャンデータ 9 3 に基づいて、第 1 の 3 D スカウト超音波スキャン及び第 2 の 3 D スキャンのレジストレーションが行われる。このステップの出力 9 4 は、上記両 3 D スカウト超音波スキャン間の対応関係であり、したがって、第 1 及び第 2 の 3 D スカウト超音波スキャンの互いに対する相対位置及び / 又は向きを与える。ステップ S 9 5 において、格納された第 1 の 3 D スキャンデータ 9 1 及び格納された第 1 の 2 D スキャンデータ 9 2 に基づいて、第 1 の 3 D スカウト超音波スキャンに対する第 1 の 2 D 超音波スキャンのシステムデータ又はシステムパラメータが取り出される。このステップの出力 9 5 は、第 1 の 3 D スカウト超音波スキャンに対する第 1 の 2 D 超音波スキャンのシステムデータ又はシステムパラメータであり、したがって、第 1 の 2 D スキャン及び第 1 の 3 D スキャンの互いに対する相対位置及び / 又は向きを与え得る。

20

30

【 0 0 8 3 】

ステップ S 9 6 において、両 3 D スカウト超音波スキャン間の対応関係、及び第 1 の 3 D スカウト超音波スキャンに対する第 1 の 2 D 超音波スキャンのシステムデータ又はシステムパラメータに基づいて、第 2 の 2 D 超音波スキャンを取得するためのシステムパラメータが計算される。これらのシステムパラメータを示す制御信号が超音波プローブ 1 4 に提供され得る。ステップ S 9 7 において、第 2 の 2 D 超音波スキャンの取得のための前記システムパラメータに基づいて、第 2 の 2 D 超音波スキャンが取得される。マトリクストランスデューサを備えた 3 D システムを有する場合、2 D 平面を電子的に、すなわち電子ビームステアリングによって好適に設定することができる。対応する第 2 の 2 D スキャンデータは、参照番号 9 7 によって示される。

40

【 0 0 8 4 】

対応する第 1 の 3 D スカウト超音波スキャンを有する第 1 の 2 D 超音波スキャンと、それらの相対位置及び / 又は向きを示す既知のシステムパラメータが与えられれば、同一のビューを有する 2 D 超音波スキャンを取得することができる。このためには、フォローアップの第 2 の 3 D スカウト超音波スキャンを取得し、最初の第 1 の 3 D スカウト超音波スキャンに対してレジストレーションしなければならない。3 D スカウト超音波スキャン間

50

の対応関係と、最初の、第1の3Dスカウト超音波スキャンに対する第1の2D超音波スキャンのシステムパラメータとを知ることにより、フォローアップ2D超音波スキャンのシステムパラメータを推定することができる。

【0085】

実際の適用の場面では、医師は、既知の相対位置及び/又は向きの対応する3Dスカウト超音波画像と共に第1の2D超音波画像を入力として提供し、次いで、前記第1の2D超音波画像に対応するビューを有する新しい2D超音波画像の取得を要求し得る。提案される画像処理ユニットはその後、自動的に第2の3Dスカウト超音波画像の取得をトリガし、本明細書に記載の画像処理方法を実行して、医師に所望の第2の2D画像を提供し得る。

10

【0086】

他の実施形態では、標準ビュー又は測定に関する情報を含むアトラスを使用して、一貫した画像が取得され得る。この場合、第1の2D超音波画像及び第1の3Dスカウト超音波画像は、アトラスからの参照画像であってもよく、すなわち、現在検査されている被検査者の過去画像ではない。次いで、アトラスが第2の3Dスカウト超音波画像とマッチングされ、第2の2D超音波画像のための正しいスライス及び向きが、本明細書で提案される方法で推定され得る。これは、例えば、胎児超音波検査で頭部の直径を再現可能に測定するために特に有用であり得る。

【0087】

結論として、上記されるように、本明細書で提案されるソリューションは、2D超音波画像のより一貫した及び/又は信頼できる取得を支援する装置及び方法を提供する。

20

【0088】

本発明は、図面及び上記において詳細に図示及び記載されているが、かかる図示及び記載は説明的又は例示的であり、非限定的であると考えられるべきである。本発明は、開示の実施形態に限定されない。開示の実施形態の他の変形例が、図面、開示、及び添付の特許請求の範囲から、クレームされる発明に係る当業者によって理解及び実施され得る。

【0089】

特許請求の範囲において、「含む (comprising)」という用語は他の要素又はステップを排除するものではなく、不定冠詞「a」又は「an」は複数を除外しない。単一の要素又は他のユニットが、請求項に記載される複数のアイテムの機能を果たし得る。複数の手段が互いに異なる従属請求項に記載されているからといって、これらの手段の組み合わせが好適に使用することができないとは限らない。

30

【0090】

コンピュータプログラムは、他のハードウェアと共に又は他のハードウェアの一部として供給される光学記憶媒体又はソリッドステート媒体等の適切な媒体上で記憶及び/又は分配されてもよいし、インターネット又は他の有線若しくは無線テレコミュニケーションシステムを介して等の他の形態で分配されてもよい。

【0091】

特許請求の範囲内のいかなる参照符号も、その範囲を限定するものと解釈されるべきではない。

40

【 図 6 】

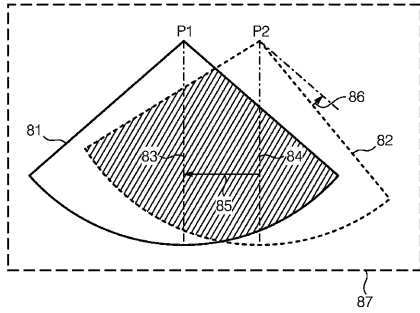


FIG.6

【 図 7 】

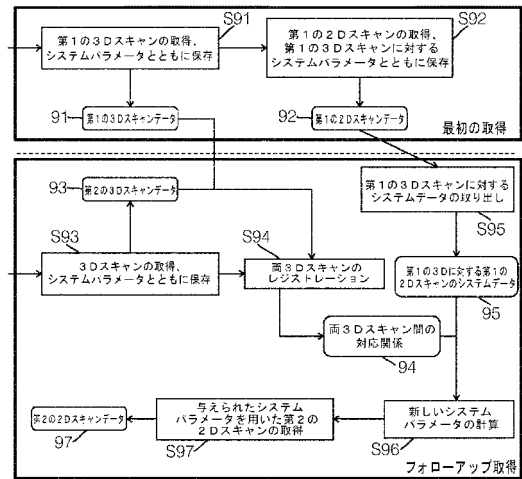


図 7

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/EP2017/063636

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
INV. A61B8/08	A61B8/14	A61B8/00 G06T7/00
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 G06T G01S		
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 2016/045186 A1 (CONG LONGFEI [CN] ET AL) 18 February 2016 (2016-02-18) abstract; figures 3,4 paragraphs [0003], [0006], [0011], [0032], [0038] - [0040], [0047], [0048], [0070], [0076] - [0077], [0087] - [0097]; claims 1,15,16 -----	1-15
A	US 2010/268085 A1 (KRUECKER JOCHEN [US] ET AL) 21 October 2010 (2010-10-21) abstract; figures 1-4 paragraphs [0015], [0020] - [0028], [0031] - [0034] -----	1-15
A	US 2008/187193 A1 (HOCTOR RALPH THOMAS [US] ET AL) 7 August 2008 (2008-08-07) paragraphs [0031], [0039] - [0041], [0046], [0047]; figures 3,4 -----	1-15
-/--		
<input checked="" type="checkbox"/>	Further documents are listed in the continuation of Box C.	<input checked="" type="checkbox"/> 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 14 August 2017		Date of mailing of the international search report 21/09/2017
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 Daoukou, Eleni

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/EP2017/063636

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) paragraphs [0023] - [0024], [0026] - [0029]; figures 1-3 -----	1-15
A	WO 2013/134559 A1 (SPEIR TECHNOLOGIES INC [US]) 12 September 2013 (2013-09-12) paragraphs [0196] - [0198]; figure 15 -----	1-15
A	US 2016/007970 A1 (DUF0UR CECILE [NL] ET AL) 14 January 2016 (2016-01-14) paragraph [0081]; figure 4 -----	1-15
A	WO 2015/092628 A1 (KONINKL PHILIPS NV [NL]) 25 June 2015 (2015-06-25) page 8, line 12 - line 17; figure 2 -----	1-15
A	US 2008/262348 A1 (HASHIMOTO SHINICHI [JP] ET AL) 23 October 2008 (2008-10-23) paragraphs [0054], [0055]; figure 3 -----	1-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2017/063636

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2016045186 A1	18-02-2016	CN 104116523 A US 2016045186 A1 WO 2014173068 A1	29-10-2014 18-02-2016 30-10-2014
US 2010268085 A1	21-10-2010	CN 101868737 A EP 2212716 A1 JP 2011502687 A RU 2010124373 A US 2010268085 A1 WO 2009063423 A1	20-10-2010 04-08-2010 27-01-2011 27-12-2011 21-10-2010 22-05-2009
US 2008187193 A1	07-08-2008	DE 102008006638 A1 JP 5260975 B2 JP 2008188424 A US 2008187193 A1	14-08-2008 14-08-2013 21-08-2008 07-08-2008
WO 2009044316 A1	09-04-2009	NONE	
WO 2013134559 A1	12-09-2013	CA 2866370 A1 CN 104271046 A EP 2822472 A1 US 2013237811 A1 US 2016242744 A1 WO 2013134559 A1	12-09-2013 07-01-2015 14-01-2015 12-09-2013 25-08-2016 12-09-2013
US 2016007970 A1	14-01-2016	CN 105025803 A EP 2961322 A1 JP 2016508406 A RU 2015141083 A US 2016007970 A1 WO 2014132209 A1	04-11-2015 06-01-2016 22-03-2016 31-03-2017 14-01-2016 04-09-2014
WO 2015092628 A1	25-06-2015	NONE	
US 2008262348 A1	23-10-2008	CN 101292879 A JP 5231840 B2 JP 2008289858 A US 2008262348 A1	29-10-2008 10-07-2013 04-12-2008 23-10-2008

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, DJ, 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, KH, KN, KP, KR, KW, 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

(72) 発明者 カロルス ハイケ

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 セネガス ジュリアン

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 ウェイス ユルゲン

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 EE10 GB06 JB08 JB09 JC29 JC33 KK09 KK16

KK31 LL38

【要約の続き】

の前記向きに従って、超音波プローブによる前記ボリューム領域の第2の2D超音波画像の取得を制御するように適合された制御信号を提供するステップS77とを実行する処理ユニットとを備える医療用超音波画像処理装置10であって、前記第2の2D超音波画像の画像面の向きは、前記ボリューム領域の前記第1の2D超音波画像の前記画像面の決定された前記向きに対応し、前記超音波プローブによる前記第2の2D超音波画像の前記取得は、前記第2の3Dスカウト超音波画像の取得位置と同じ位置、又は前記第2の3Dスカウト超音波画像の取得位置に対して追跡された位置からのものである、医療用超音波画像処理装置が提示される。

专利名称(译)	医学超声成像系统		
公开(公告)号	JP2019517335A	公开(公告)日	2019-06-24
申请号	JP2018563512	申请日	2017-06-06
[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	カロルスハイケ セネガスジュリアン ウェイスユルゲン		
发明人	カロルス ハイケ セネガス ジュリアン ウェイス ユルゲン		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0866 A61B8/0883 A61B8/14 A61B8/4245 A61B8/483 A61B8/5246 A61B8/54 G06T7/0012 G06T7/30 G06T7/70 A61B8/463 A61B8/5253 G06T7/10 G06T2207/10136 G06T2207/30004		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/EE10 4C601/GB06 4C601/JB08 4C601/JB09 4C601/JC29 4C601/JC33 4C601/KK09 4C601/KK16 4C601/KK31 4C601/LL38		
优先权	2016173091 2016-06-06 EP		
其他公开文献	JP6629468B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

技术领域本发明涉及医学超声成像领域，并且更具体地涉及用于支持2D超声图像的可再现采集的医学超声图像处理设备。第一接口2用于接收体积区域的第一3D侦察超声图像3和第一2D超声图像4，第一接口2用于接收体积区域的第二3D侦察超声图像6。参照图2，接口5和处理单元11，步骤S73，用于确定第一2D超声图像相对于第一3D侦察超声图像和第一3D侦察超声的图像平面的取向。在共同坐标系中配准声图像和第二3D侦察超声图像，配准第一和第二3D侦察超声图像以及第一3D侦察的步骤S75 基于所确定的第一2D超声图像的图像平面相对于超声图像的取向，第一2D超声图像的图像平面相对于公共坐标系的取向。确定步骤S76，用于根据所述体积区域的第一2D超声图像的图像平面的方向，控制所述超声探头对所述体积区域的第二2D超声图像的采集 医学超声图像处理设备10包括处理单元，该处理单元执行用于提供受控信号的步骤S77，其中第二2D超声图像的图像平面的取向是体积区域。对应于所确定的第一2D超声图像的图像平面的取向，超声探头对第二2D超声图像的采集是对第二3D侦察超声图像的采集。提出了一种医疗超声图像处理设备，该设备从与第二3D侦察超声图像的获取位置相对的位置或相对于跟踪位置开始的位置相同。

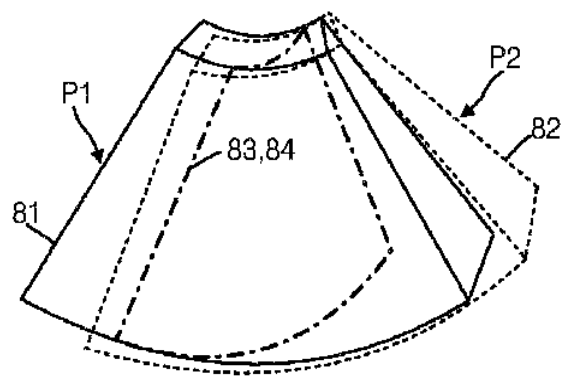


FIG.5