

(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2019-534115

(P2019-534115A)

(43) 公表日 令和1年11月28日(2019.11.28)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)

F I
A61B 8/14

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2019-528743 (P2019-528743)
 (86) (22) 出願日 平成29年11月24日(2017.11.24)
 (85) 翻訳文提出日 令和1年5月28日(2019.5.28)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2017/080285
 (87) 国際公開番号 W02018/099810
 (87) 国際公開日 平成30年6月7日(2018.6.7)
 (31) 優先権主張番号 16201057.3
 (32) 優先日 平成28年11月29日(2016.11.29)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 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】 超音波イメージングシステム及び方法

(57) 【要約】

本発明は、空間的コンパウンド3D超音波画像データを生成するための超音波イメージングシステム100に関し、超音波イメージングシステム100は、異なるが少なくとも部分的に重複する視野を有する複数の3D超音波画像データを取得するための超音波取得ユニット16と、複数の3D超音波画像データの各々の互いに対する相対的な空間的位置を決定するように適応された追跡ユニット62と、コンパウンド3D超音波画像データを発生するために、複数の3D超音波画像データを互いにスティッチすることによって、複数の3D超音波画像データをコンパウンドするように適応されたスティッチングユニット64とを備え、スティッチングユニット64が、複数の3D超音波画像データの異なる視野の重複するエリアを最小化することによって、3D超音波画像データの決定された相対的な空間的位置に基づいて複数の3D超音波画像データのスティッチング順序を計算するように適応され、スティッチングユニット64が、前記スティッチング順序に従って複数の3D超音波画像データをスティッチするように適応される。

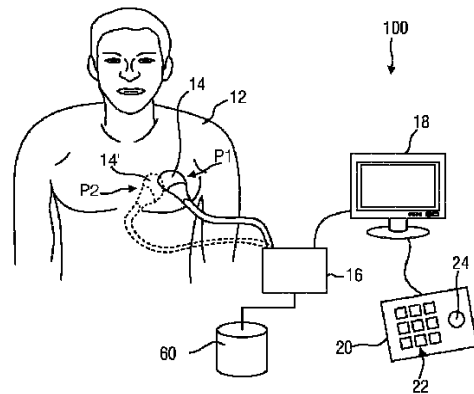


FIG.1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

空間的コンパウンド 3 D 超音波画像データを生成するための超音波イメージングシステムであって、前記超音波イメージングシステムは、

異なるが少なくとも部分的に重複する視野を有する複数の 3 D 超音波画像データを取得するための超音波取得ユニットと、

前記複数の 3 D 超音波画像データの各々の互いに対する相対的な空間的位置を決定する追跡ユニットと、

コンパウンド 3 D 超音波画像データを発生するために、前記複数の 3 D 超音波画像データを互いにスティッチすることによって前記複数の 3 D 超音波画像データをコンパウンドするスティッチングユニットであって、前記スティッチングユニットが、前記複数の 3 D 超音波画像データの異なる視野の重複するエリアを最小化することによって、前記 3 D 超音波画像データの決定された前記相対的な空間的位置に基づいて前記複数の 3 D 超音波画像データのスティッチング順序を計算し、前記スティッチングユニットが、前記スティッチング順序に従って前記複数の 3 D 超音波画像データをスティッチする、スティッチングユニットと

を備える、超音波イメージングシステム。

【請求項 2】

前記スティッチングユニットが、前記複数の 3 D 超音波画像データの各々の中心点の空間的位置の間の距離を決定することと、決定された前記距離に従って前記複数の 3 D 超音波画像データを順序付けることとによって、前記スティッチング順序を計算する、請求項 1 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 3】

前記スティッチングユニットは、時間的に比較的最近取得された、前記複数の 3 D 超音波画像データのうちの 1 つの 3 D 超音波画像データから前記スティッチすることを開始し、前記 1 つの 3 D 超音波画像データを前記複数の 3 D 超音波画像データのうちの別の 1 つの 3 D 超音波画像データとスティッチし、前記別の 1 つの 3 D 超音波画像データの中心点は、時間的に比較的最近取得された 3 D 超音波画像データの中心点からの距離が比較的最も大きい、請求項 2 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 4】

前記スティッチングユニットは、前記複数の 3 D 超音波画像データのうちのさらなる 1 つの 3 D 超音波画像データを、すでにスティッチされた前記 3 D 超音波画像データとスティッチすることを続け、前記複数の 3 D 超音波画像データのうちの前記さらなる 1 つの 3 D 超音波画像データの中心点は、すでにスティッチされた前記 3 D 超音波画像データの各々の中心点からの距離が比較的最も大きい、請求項 3 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 5】

すでにスティッチされた前記 3 D 超音波画像データの各々の中心点から前記複数の 3 D 超音波画像データのうちの前記さらなる 1 つの 3 D 超音波画像データの中心点までの距離が、すでにスティッチされた前記 3 D 超音波画像データの各々の中心点から前記複数の 3 D 超音波画像データのうちの前記さらなる 1 つの 3 D 超音波画像データの中心点までの距離の和として算出される、請求項 4 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 6】

前記複数の 3 D 超音波画像データの各々の中心点が、それぞれの 3 D 超音波画像データボリュームの重心点である、請求項 2 乃至 5 のいずれか一項に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 7】

前記超音波取得ユニットが、超音波プローブを備え、前記追跡ユニットが、前記超音波プローブの位置を決定するための電磁追跡ユニットを備える、請求項 1 乃至 6 のいずれか一項に記載の超音波イメージングシステム。

10

20

30

40

50

【請求項 8】

前記超音波取得ユニットが、超音波プローブを備え、前記追跡ユニットが、前記超音波プローブの前記位置を決定するための光学追跡ユニットを備える、請求項 1 乃至 6 のいずれか一項に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 9】

前記追跡ユニットが、画像解析によって前記複数の 3 D 超音波画像データを比較し、その結果画像レジストレーションを実施する、請求項 1 乃至 6 のいずれか一項に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 10】

各新たに取得された 3 D 超音波画像データの画像解析を実施することと、前記新たに取得された 3 D 超音波画像データの画像品質係数を決定するために、前記新たに取得された 3 D 超音波画像データと前記コンパウンド 3 D 超音波画像データとの画像差を計算することとを行う、画像品質ユニットをさらに備える、請求項 1 乃至 9 のいずれか一項に記載の超音波イメージングシステム。

10

【請求項 11】

ディスプレイとディスプレイ制御ユニットとをさらに備え、前記ディスプレイ制御ユニットが、前記ディスプレイを、決定された前記画像品質係数を表示するように制御する、請求項 10 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 12】

前記画像品質係数が所定のしきい値を下回る場合又は上回る場合、光学、可聴及び/又は触覚アラームを発生する、アラームユニットをさらに備える、請求項 10 又は 11 に記載の超音波イメージングシステム。

20

【請求項 13】

空間的コンパウンド 3 D 超音波画像データを生成するための超音波イメージング方法であって、前記超音波イメージング方法は、

異なるが少なくとも部分的に重複する視野を有する複数の 3 D 超音波画像データを取得するステップと、

前記複数の 3 D 超音波画像データの各々の互いに対する相対的な空間的位置を決定するステップと、

前記複数の 3 D 超音波画像データの異なる視野の重複するエリアを最小化することによって、前記 3 D 超音波画像データの決定された前記相対的な空間的位置に基づいて前記複数の 3 D 超音波画像データのスティッチング順序を計算するステップと、

30

前記スティッチング順序に従って前記複数の 3 D 超音波画像データをスティッチすることによって、前記複数の 3 D 超音波画像データをコンパウンドするステップとを有する、超音波イメージング方法。

【請求項 14】

前記スティッチング順序が、前記複数の 3 D 超音波画像データの各々の中心点の空間的位置の間の距離を決定することと、決定された前記距離に従って前記複数の 3 D 超音波画像データを順序付けることとによって計算される、請求項 13 に記載の超音波イメージング方法。

40

【請求項 15】

前記スティッチすることは、時間的に比較的最近取得された、前記複数の 3 D 超音波画像データのうちの 1 つの 3 D 超音波画像データから開始され、前記 1 つの 3 D 超音波画像データを前記複数の 3 D 超音波画像データのうちの別の 1 つの 3 D 超音波画像データとスティッチし、前記別の 1 つの 3 D 超音波画像データの中心点は、時間的に比較的最近取得された 3 D 超音波画像データの中心点からの距離が比較的最も大きい、請求項 14 に記載の超音波イメージング方法。

【請求項 16】

前記スティッチすることは、前記複数の 3 D 超音波画像データのうちのさらなる 1 つの 3 D 超音波画像データを、すでにスティッチされた前記 3 D 超音波画像データとスティッ

50

チすることによって続けられ、前記複数の3D超音波画像データのうちの前記さらなる1つの3D超音波画像データの中心点は、すでにステッチされた前記3D超音波画像データの各々の中心点からの距離が比較的最も大きい、請求項15に記載の超音波イメージング方法。

【請求項17】

すでにステッチされた前記3D超音波画像データの各々の中心点から前記複数の3D超音波画像データのうちの前記さらなる1つの3D超音波画像データの中心点までの距離が、すでにステッチされた前記3D超音波画像データの各々の中心点から前記複数の3D超音波画像データのうちの前記さらなる1つの3D超音波画像データの中心点までの距離の和として算出される、請求項16に記載の超音波イメージング方法。

10

【請求項18】

前記複数の3D超音波画像データの各々の中心点が、それぞれの3D超音波画像データボリュームの重心点である、請求項14乃至17のいずれか一項に記載の超音波イメージング方法。

【請求項19】

コンピュータ上で実行されたとき、請求項13乃至18のいずれか一項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備える、コンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は、異なるが少なくとも部分的に重複する視野を有する複数の連続する3D超音波画像データから空間的コンパウンド（空間的に複合された、spatially compounded）3D超音波画像データを生成するための超音波イメージングシステムに関する。

【0002】

本発明はさらに、対応する超音波イメージング方法並びに前記方法を実行するためのコンピュータプログラムに関する。

【背景技術】

【0003】

30

超音波イメージングは、一般に、生検又は小線源照射療法など、いくつかの診断、治療及びインターベンションのコンテキストにおいて使用される。最も一般的な超音波プローブは、2次元画像のリアルタイムに近いストリームを与え、それは医師によって対話的に可視化される。しかしながら、人間の解剖学的構造の3次元特性を仮定すれば、プローブを掃引し、プローブイメージングデータとその空間的位置とを同時に取得することによって、続いて、イメージングデータが欠落しているボリュームの場所における値の補間によって、3次元が達成され得る。この手法では、そのボリューム中の各ボクセルが、その周囲における取得されたイメージングデータに補間される。これは、Philips Ur oNav Biopsyソリューションなどのいくつかの製品において使用される技法である。

40

【0004】

Philips X7-2Tマトリックスプローブなど、超音波プローブにおける革新は、3Dボリュームのリアルタイムに近い取得を可能にする。これにより、医師は、フルボリュームを一気に取得することが可能になり、診断、計画又は療法目的のために使用され得る対象の解剖学的構造が明らかになる。

【0005】

マトリックスプローブ技術はフルボリュームの一気の取得を可能にするが、それは、プローブから見えるボリュームの限定を継承する。言い換えれば、各超音波プローブは、限られた視野を有する。これは、対象の器官のフルの可視性を必要とする適用例についてマトリックスプローブの適用可能性を限定する。この目的で、いくつかのボリュームが、そ

50

これらの相対的な配置の知識を用いて取得される必要がある。しかしながら、2次元画像取得に反して、3Dボリュームの連続的(リアルタイム)取得は、いくつかのボリュームの重複をもたらす。

【0006】

連続的取得が多数の「スティッチング(縫合する、*stitching*)」ポイントの存在をもたらすので、ボリュームの経時、すなわち画像取得の日時によるボリュームの選択など、自明な手法は、最終ボリュームを再構成するときに問題を引き起こす。

【0007】

米国特許第6,224,552(B1)号において提案された技法など、知られているコンパウンディング技法は、いくつかのボリュームを1つの大きいコンパウンドボリュームに結合することを可能にする。この技法では、コンパウンド画像ボリュームの縁において生じるシーム/スティッチの可視性が、特殊な重み付け技法によって低減されることが試みられる。しかしながら、これは、米国特許第6,224,552(B1)号において提案されたようなシーム/スティッチの可視性を低減することよりも有利である、シーム/スティッチの数の最小化を行わない。米国特許第6,224,552(B1)号において提案された技法と同様の技法が、米国特許出願公開第2014/0267267(A1)号及び米国特許出願公開第2015/0133784(A1)号から知られている。しかしながら、これらの技法も、シーム/スティッチの数を最小化することができない。

10

【0008】

米国特許出願公開第2010/0179428(A1)号は、特定の解剖学的構造及び病理学を認識することを含む、超音波スキャンを実施する実践的な技能に関して医療人員をトレーニングするための仮想対話型超音波トレーニングシステムを開示している。

20

【0009】

一方、米国特許出願公開第2016/0100821(A1)号は、組織のフルの検査のための位置及び/又は配向センサーをもつハンドヘルドイメージングデバイスに関する。

【0010】

最適画像強度分布が、各個々のボリュームについて最適であるので、再構成されたコンパウンドボリューム中のスティッチングエリアの数が最小化されることが望まれる。

【発明の概要】

30

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

したがって、再構成されたコンパウンド3D超音波画像データ中のスティッチングエリアの数ができる限り低減された、空間的コンパウンド3D超音波画像データを生成するための超音波イメージングシステム及び方法を提供することが、本発明の目的である。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明の第1の態様では、空間的コンパウンド3D超音波画像データを生成するための超音波イメージングシステムが提示され、本超音波イメージングシステムは、異なるが少なくとも部分的に重複する視野を有する複数の3D超音波画像データを取得するための超音波取得ユニット、複数の3D超音波画像データの各々の互いに対する相対的な空間的位置を決定するように適応された追跡ユニット、及びコンパウンド3D超音波画像データを発生するために、複数の3D超音波画像データを互いにスティッチングすることによって複数の3D超音波画像データをコンパウンドするように適応されたスティッチングユニットであって、スティッチングユニットが、複数の3D超音波画像データの異なる視野の重複するエリアを最小化することによって、3D超音波画像データの決定された相対的な空間的位置に基づいて複数の3D超音波画像データのスティッチング順序(*stitching order*)を計算するように適応され、スティッチングユニットが、前記スティッチング順序に従って複数の3D超音波画像データをスティッチングするように適応される、スティッチングユニットを備える。

40

50

【0013】

本発明の第2の態様では、空間的コンパウンド3D超音波画像データを生成するための超音波イメージング方法が提示され、本超音波イメージング方法は、異なるが少なくとも部分的に重複する視野を有する複数の3D超音波画像データを取得するステップ、複数の3D超音波画像データの各々の互いに対する相対的な空間的位置を決定するステップ、複数の3D超音波画像データの異なる視野の重複するエリアを最小化することによって、3D超音波画像データの決定された相対的な空間的位置に基づいて複数の3D超音波画像データのスティッチング順序を計算するステップ、及び前記スティッチング順序に従って複数の3D超音波画像データをスティッチすることによって複数の3D超音波画像データをコンパウンドするステップを有する。

10

【0014】

本発明のさらなる態様では、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がコンピュータ上で実行されたとき、上述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備える、コンピュータプログラムが提示される。

【0015】

本発明の好ましい実施形態は、従属請求項において定義される。請求される方法及び請求されるコンピュータプログラムは、請求されるシステムと、及び従属請求項において定義されるものと、同様の及び/又は同等の好ましい実施形態を有することが理解されよう。

【0016】

本発明は、3D超音波データを最終的コンパウンド3D超音波画像データにスティッチするより前に、3D超音波データの最適選択を迅速に算出するための新規の手法を提案する。本特許出願の導入部分において述べられた知られているコンパウンディング方法とは対照的に、本発明は、複数のスティッチされた3D超音波画像データの異なる視野の重複するエリアを最小化するための、複数の3D超音波画像データのスティッチング順序を計算することを提案する。複数の取得された3D超音波画像データは、単に、例えば、最も古いデータセットから始めて最も若いデータセットで終わる、それらの取得日時に従って順々にスティッチされない。代わりに、複数の3D超音波画像データは、最初に、本発明に従って、異なるデータセットが取得された相対的な空間的位置に基づいて順序付けられる。3D超音波画像データの各々の互いに対するこの相対的な空間的位置は、追跡ユニットによって測定される。

20

30

【0017】

3D超音波画像データをスティッチするより前にそれらを順序付けるために、この相対的な空間的位置を使用することにより、最終的コンパウンド3D超音波画像データ中のスティッチの量が低減され、したがって、最終的コンパウンド3D超音波画像の画像品質が高まる。

【0018】

好ましい実施形態によれば、スティッチングユニットは、複数の3D超音波画像データの各々の中心点の空間的位置の間の距離を決定することと、決定された前記距離に従って複数の3D超音波画像データを順序付けることとによって、前記スティッチング順序を計算するように適応される。

40

【0019】

これは、連続する3D超音波データ間の重複するエリアを最小化する。コンパウンドボリュームは、言い換えれば、ボリューム間の距離との相関におけるボリュームの重複するエリアに基づいてランク付けされる。このランク付けは、これらの距離との相関において又はこれらの距離に従って、ボリュームを分類することを生じる。上述の相関は逆相関である。「次の」ボリュームの距離が遠いほど、「次の」ボリュームはより高く「ランク付け」される。複数の3D超音波画像データの各々の中心点という名称は、好ましくは、3D超音波画像データボリューム、すなわち超音波コーン(円錐体)の各々の重心点である。すなわち、複数の3D超音波画像データの各々の中心点は、好ましくは、それぞれの3

50

D超音波画像データボリュームの重心点である。超音波において、発生されたボリュームは、それに関する実際のデータよりも大きく、それは(3Dの)コーンの形態を有する。したがって、実際の超音波データは、ボリュームのサブセット中にある。

【0020】

すでに述べられたように、連続的に取得された重複する3D超音波ボリュームの重複するエリアは、前記ボリューム間の距離と相関させられる。これは、所与のしきい値までは、ボリュームが互いから遠くにあるほど、重複するエリアがより小さくなり、所与のしきい値を超えると重複するエリアがゼロであることを意味する。

【0021】

さらなる実施形態によれば、スティッチングユニットは、時間的に比較的最近取得された、複数の3D超音波画像データのうちの1つの3D超音波画像データからスティッチすることを開始し、1つの3D超音波画像データを複数の3D超音波画像データのうちの別の1つの3D超音波画像データとスティッチするように適応され、別の1つの3D超音波画像データの中心点が、時間的に比較的最近取得された3D超音波画像データの中心点から比較的最も大きい距離を有する。

【0022】

言い換えれば、アルゴリズムは、最近取得された、すなわち、最も若い3D超音波画像データセットから始め、次いで、最も遠い距離の3D超音波画像データセット、すなわち、開始のためにとられた最も若い3D超音波データセットとの最小の重複するエリアを有する3Dデータセットを選択する。次いで、すでにスティッチされたデータセットからの最も遠い距離、すなわちすでにスティッチされたデータセットとの最小の重複するエリアを有する、スティッチされるべき次の3D超音波データセットを常に選定する、この原理が続けられる。これは、次のステップにおいて、2つのすでに選択された3D超音波画像データセットの中心点から比較的最も大きい距離をその中心点が有する、3D超音波画像データセットが選択されることを意味する。中心点は、好ましくは、3D画像の幾何学的中心又はイメージングデータの幾何学的中心(フルボリュームのサブセットである、超音波におけるコーン)である。

【0023】

言い換えれば、この実施形態によれば、スティッチングユニットは、複数の3D超音波画像データのうちのさらなる1つの3D超音波画像データを、すでにスティッチされた3D超音波画像データとスティッチすることを続けるように適応され、複数の3D超音波画像データのうちのさらなる1つの3D超音波画像データの中心点が、すでにスティッチされた3D超音波画像データの各々の中心点から比較的最も大きい距離を有する。

【0024】

このスティッチング順序が、常に、それぞれの画像データをスティッチする前に計算されることに留意されたい。しかしながら、本発明は、すべての画像をスティッチする前にフルの順序を計算することに限定されない。上述の順序付け原理に従って、画像を順々に選択し、次いでそれらをコンパウンド3D超音波画像データセットに直接スティッチすることも可能である。これは、本発明の下にある原理を何も変更せず、したがって、添付の特許請求の範囲に記載の本発明の範囲に入るものとする。この順序付けに基づいて最終ボリューム中のボクセル値を選択することによって、これは、コンパウンド3D超音波画像の最終ボリューム中のシーム/スティッチの存在を最小化するボリューム分布への近似を与える。

【0025】

初めにすでに述べられたように、上述の原理に従ってスティッチング順序を計算することは、異なるが重複する視野をもつ複数の3D超音波画像データがとられた空間的位置を追跡することを必要とする。必ずしも、3D超音波画像の各々がとられた絶対位置を決定することが必要とされるとは限らない。少なくとも、3D超音波画像データがとられた互いに対する位置を意味する、相対的な位置を決定することが必要である。しかしながら、絶対位置を追跡することも、なお一層有利である。

10

20

30

40

50

【0026】

好ましくは、すでにステッチされた3D超音波画像データの各々の中心点から複数の3D超音波画像データのうちのさらなる1つの3D超音波画像データの中心点までの距離が、すでにステッチされた3D超音波画像データの各々の中心点から複数の3D超音波画像データのうちのさらなる1つの3D超音波画像データの中心点までの距離の和として算出される。

【0027】

一実施形態によれば、追跡ユニットは、超音波取得ユニットの位置を決定するための電磁追跡ユニットを備える。

【0028】

経時的な超音波取得ユニットの位置を決定することは、超音波取得ユニットによってとられた複数の3D超音波画像データの各々の位置を決定することを可能にする。これは、取得されたボリューム中の各ボクセルについて、3次元空間における位置を与える。したがって、異なる3D超音波画像データセットのボクセルは、互いに容易にレジストレーションされる。

【0029】

代替実施形態によれば、追跡ユニットは、超音波取得ユニットの位置を決定するための光学追跡ユニットを（電磁追跡ユニットの代わりに又はそれに加えて）備える。そのような光学追跡ユニットは、超音波取得ユニットの位置を外側から追跡する1つ又は複数のカメラを含む。これは、電磁追跡ユニットによるのより前に説明された外部追跡と同様の外部追跡のさらなる一例である。

【0030】

さらなる実施形態では、追跡ユニットは、画像解析によって複数の3D超音波画像データを比較し、それに関して画像レジストレーション（image registration）を実施するように適応される。例えば、剛性画像レジストレーション手法が使用される。例えば、Crum, W. R. による、「Non-rigid image registration: theory and practice」、the British Journal of Radiology 2004、140~153ページにおいて開示された手法と同様の手法が使用される。使用される特定のレジストレーション手法は、好ましくは、スキャンされている組織特性に依存して選択される。このシナリオでは、ボリュームボクセルの相対的な位置は、前に取得されたボリュームに対して算出される。すべての取得されたボリュームの「大域」測位を得るために、シーケンス中の各ボリュームの相対的な変換が追加されるべきである。この手法は、上述の実施形態に従って提案された画像取得ユニットの外部追跡を必要としない。

【0031】

さらなる実施形態によれば、本超音波イメージングシステムは、各新たに取得された3D超音波画像データの画像解析を実施することと、新たに取得された3D超音波画像データの画像品質係数を決定するために、新たに取得された3D超音波画像データとコンパウンド3D超音波画像データとの画像差を計算することとを行うように適応された、画像品質ユニットを備える。

【0032】

CTなど、他のイメージングモダリティと比較したときの超音波の1つの主要な強みは、高速（リアルタイム）取得特性である。超音波ガイド小線源照射療法など、いくつかの適用例について、重要な目的は、解剖学的構造変化を監視することであり、解剖学的構造変化があるしきい値を過ぎた場合、インターベンションが適応されるべきである。しかしながら、上記で説明されたようにコンパウンド3D超音波画像データを使用して広域超音波取得を実施することによって、リアルタイム情報は、通常、本質的に失われる。この制限を克服するために、上述の実施形態は、経時的な画像変化の量の表示を与える画像品質係数を与える。画像品質ユニットは、各画像取得について、新たに取得された画像データとコンパウンド画像データのフルボリュームとの間の画像差を算出する。画像差をコンパ

10

20

30

40

50

ウンドするために使用されるマトリックは、画像変化の量の表示を与える絶対値を与える。

【0033】

さらなる実施形態によれば、本超音波イメージングシステムは、ディスプレイとディスプレイ制御ユニットとを備え、ディスプレイ制御ユニットは、ディスプレイを、決定された画像品質係数を表示するように制御するように適応される。代替又は追加として、本発明による超音波イメージングシステムは、アラームユニットを含み、アラームユニットは、画像品質係数が所定のしきい値を下回る場合、光学、可聴及び/又は触覚アラームを発生するように適応される。これは、ユーザに画像品質係数に関するフィードバックを与え、必要な場合、画像差が大きすぎ、新しい画像取得を必要とする場合にユーザに警告する。

10

【0034】

本発明の好ましい実施形態は、従属請求項において定義される。請求される方法は、請求されるデバイスと、及び従属請求項において定義されるものと、同様の及び/又は同等の好ましい実施形態を有することが理解されよう。

【0035】

本発明のこれら及び他の態様は、以下で説明される実施形態を参照して明らかに説明される。

【図面の簡単な説明】

【0036】

【図1】患者の体の一部をスキャンするために使用中の超音波イメージングシステムの概略表現を示す図である。

20

【図2】本発明による、超音波イメージングシステムの実施形態の概略ブロック図である。

【図3】本発明による、超音波イメージング方法の実施形態の原理を示す概略ブロック図である。

【図4】従来技術による画像コンパウンディング技法を、本発明による画像コンパウンディング技法と比較する2つの概略図である。

【図5】本発明の一実施形態による、ステッチング順序の決定を概略的に示す図である。

30

【発明を実施するための形態】

【0037】

図1は、超音波イメージングシステム100、特に、医療3次元(3D)超音波イメージングシステムの概略図を示す。超音波イメージングシステム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ように適用される。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要素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を備える。一例では、トランスデューサ要素の各々は、特定のパルス持続期間の少なくとも1つの送信インパルス、特に、複数の後続の送信パルスの形態で、超音波を送信することができる。トランスデューサ要素は、好ましくは、特に、マルチプレーナ又は3次元画像を与えるために、2次元アレイで配置される。

40

【0038】

3次元超音波システムについての具体的な例は、特に、本出願人のX6-1又はX7-2t TEEトランスデューサ又は本出願人のxMatrix技術を使用する別のトランスデューサとともに、本出願人により販売されているCX40 Compact Xtreme超音波システムである。概して、Philips iE33システム上で見つけれ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システム上で見つけれられるような機械的3D/4Dトランスデューサ技術が、本発明とともに適用される。

【0039】

50

3D超音波スキャンは、一般に、対象のボリューム又はボリュームメトリック領域として指定される、体内の特定のボリュームを照射する超音波を放出することを伴う。これは、複数の異なる角度で超音波を放出することによって達成され得る。次いで、反射波を受信及び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、体内の対象のボリュームの経時的な表現である。時間は、通常、第4の次元として示されるので、3D画像シーケンスを経時的に送出するそのような超音波システム100は、4D超音波イメージングシステムと呼ばれることもある。

【0040】

超音波プローブ14は、(図1に示されている)非侵襲的な様式又は(明示的に示されていない)TEEにおいて通常行われるような侵襲的な様式のいずれかで使用されることが理解されよう。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によるハンドヘルド方式である。超音波プローブ14は、患者12の体に適用され、その結果、解剖学的部位、特に、患者12の解剖学的物体の画像が与えられる。

10

【0041】

さらに、超音波システム100は、超音波システム100を介して3D画像シーケンスの提供を制御する、画像再構成ユニット16を備える。以下でさらに詳細に説明されるように、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したデータの取得だけでなく、信号及び画像処理をも制御し、信号及び画像処理は、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。

20

【0042】

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をさらに備える。またさらに、キー又はキーボード22と、さらなる入力するデバイス、例えばトラックボール24とを備える入力デバイス20が与えられる。入力デバイス20は、ディスプレイ18に接続されるか、又は画像再構成ユニット16に直接接続される。

【0043】

超音波システム100は、取得された超音波データセットを記憶するためのメモリユニット60をさらに備える。このメモリユニット60は、画像再構成ユニット16などの残りの構成要素に対して別個に与えられるか、又は、それは、画像再構成ユニット16と一緒に1つの同じハウジングにおいて与えられるかのいずれかである。

30

【0044】

図2は、超音波イメージングシステム100の構成要素のうちのいくつかを示す超音波イメージングシステム100の概略ブロック図を示す。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を備える。トランスデューサアレイ26は、代替的に、PZT又はPVDなどの材料から形成された圧電トランスデューサ要素を備える。トランスデューサアレイ26は、3Dイメージングのために3次元でスキャンすることが可能なトランスデューサ要素の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要素によって信号の送信及び受信を制御する、プローブ中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、米国特許第5,997,479号(Savordら)、米国特許第6,013,032号(Savord)、及び米国特許第6,623,432号(Powersら)に記載されているように、トランスデューサ要素のグループ又は「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フォーミングが可能である。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、T/Rスイッチ30は、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がメインビームフォーマ34によって直接操作されるとき、送信と受信との間で切り替え、メインビームフォーマ34を高エネルギー送信信号から保護する。マイクロビームフォーマ28の制御下のトランスデューサアレイ26からの超音波ビームの送信は、T/Rスイッチ30とメインシステムビームフォーマ34とによってマイクロビームフォーマ28に結合さ

40

50

れたトランスデューサコントローラ32によってダイレクトされ、トランスデューサコントローラ32は、ユーザインターフェース又はコントロールパネル22のユーザの動作からの入力を受信する。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うちの1つは、ビームがステアリング及び集束される方向である。ビームは、トランスデューサアレイ26からまっすぐに(それに直角に)、又はより広い視野のために異なる角度でステアリングされる。トランスデューサコントローラ32は、CMUTアレイについてのDCバイアス制御58を制御するために結合され得る。DCバイアス制御58は、CMUTセルに印加される(1つ又は複数の)DCバイアス電圧を設定する。

【0045】

受信時に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フォーミングされた信号は、メインビームフォーマ34に結合され、ここで、トランスデューサ要素の個々のパッチからの部分的にビームフォーミングされた信号が合成されて、フルにビームフォーミングされた信号になる。例えば、メインビームフォーマ34は、128個のチャネルを有し、それらの各々は、数十個又は数百個のCMUTトランスデューサセル又は圧電要素のパッチから、部分的にビームフォーミング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の数千個のトランスデューサ要素によって受信された信号は、単一のビームフォーミングされた信号に効率的に資することができる。

【0046】

ビームフォーミングされた信号は、信号プロセッサ36に結合される。信号プロセッサ36は、帯域通過フィルタ処理、デシメーション、I及びQ成分分離、並びに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することができ、高調波信号分離は、組織、及び/又は患者12の体に前投与された造影剤中に含まれる微小気泡から戻される、非線形(基本周波数のより高い高調波)エコー信号の識別を可能にするために、線形信号と非線形信号とを分離するように働く。信号プロセッサ36はまた、スペクル低減、信号コンパウンディング、及びノイズ除去など、追加の信号強調を実施する。信号プロセッサ36中の帯域通過フィルタは、追跡フィルタであり得、その通過帯域は、エコー信号がより深い深度から受信されるにつれて、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、より深い深度からのより高い周波数におけるノイズを除去し、ここで、これらの周波数は、解剖学的情報がない。

【0047】

処理された信号は、Bモードプロセッサ38とドップラープロセッサ40とに転送される。Bモードプロセッサ38は、体内の器官の組織及び血管など、体内の構造のイメージングのために、受信された超音波信号の振幅の検出を利用する。体の構造のBモード画像が、米国特許第6,283,919号(Roundhillら)及び米国特許第6,458,083号(Jagoら)に記載されているように、高調波画像モード又は基本画像モードのいずれか或いはその両方の組合せで形成される。

【0048】

ドップラープロセッサ40は、画像フィールド中の血球の流れなどの物質の動きの検出のために、組織移動及び血流からの固有の信号を時間的に処理する。ドップラープロセッサ40は、一般に、体内の選択されたタイプの材料から戻されたエコーを通過させ及び/又は除去するように設定されるパラメータをもつウォールフィルタを含む。例えば、ウォールフィルタは、高速度の材料からの比較的低い振幅の信号を通過させ、より低い又はゼロ速度の材料からの比較的強い信号を除去する、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、流れる血液からの信号を通過させ、心臓の壁などのすぐ近くの静止した又は低速で動く物体からの信号を除去する。組織ドップラーイメージングと呼ばれるものについて、逆の特性が、心臓の動く組織からの信号を通過させ、血流信号を除去し、組織の動きを検出し、表す。ドップラープロセッサ40は、画像フィールド中の異なる点からの時間的に離散したエコー信号のシーケンスを受信し、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。比較的短い間隔にわたって迅速に連続して受信されたエコーのアンサンブルが、流れる血液のドップラーシフト周波数を推定する

10

20

30

40

50

ために使用され、ドップラー周波数と速度の対応は、血流速度を示す。より遅く流れる血液又はゆっくり動く組織の速度を推定するために、より長い時間期間にわたって受信されたエコーのアンサンブルが使用される。

【0049】

次いで、Bモードプロセッサ38及びドップラープロセッサ40によって生成される構造信号及び動き信号は、スキャンコンバータ44とマルチプレーナリフォーマッタ54とに転送される。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、2次元(2D)扇形フォーマット又はピラミッド形3次元(3D)画像にエコー信号を配置する。スキャンコンバータ44は、Bモード構造画像に、画像フィールド中の点における動きに対応する色を、それらのドップラー推定された速度とともに、オーバーレイして、画像フィールド中の組織の動き及び血流を表すカラードップラー画像を生成することができる。マルチプレーナリフォーマッタ54は、米国特許第6,443,896号(Detmer)に記載されているように、体のポリュメトリック領域中の共通平面における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。ポリュムレンダラ52は、米国特許第6,530,885号(Entrekinら)に記載されているように、3Dデータセットのエコー信号を、所与の基準点から見たときの投影された3D画像シーケンス56に経時的に変換する。ディスプレイ18上での表示のためのさらなる拡張、バッファリング及び一時的記憶のために、3D画像シーケンス56は、スキャンコンバータ44、マルチプレーナリフォーマッタ54及びポリュムレンダラ52から画像プロセッサ42に転送される。イメージング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によって生成された血流値及びBモードプロセッサ38によって生成された組織構造情報は、定量化プロセッサ46に転送される。この定量化プロセッサ46は、血流のポリュムレートなどの異なる流れ条件の尺度、並びに器官のサイズ及び妊娠期間などの構造測定値を生成する。定量化プロセッサ46は、測定が行われるべきである画像の解剖学的構造における点などのユーザコントロールパネル22からの入力を受信する。定量化プロセッサ46からの出力データが、ディスプレイ18上での画像を伴う測定グラフィックス及び値の再生のために、グラフィックスプロセッサ50に転送される。グラフィックスプロセッサ50はまた、超音波画像とともに表示するためのグラフィックオーバーレイを生成することができる。これらのグラフィックオーバーレイは、患者名、画像の日時、イメージングパラメータなど、標準的な識別情報を含んでいることがある。これらの目的のために、グラフィックスプロセッサ50は、患者名など、ユーザインターフェース22からの入力を受信する。ユーザインターフェース22は、トランスデューサアレイ26からの超音波信号の発生、したが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ために、送信コントローラ32に結合される。ユーザインターフェース22はまた、複数のマルチプレーナリフォーマット(MPR:multiple multiplanar reformatted)画像の平面の選択及び制御のためのマルチプレーナリフォーマッタ54に結合され、MPR画像は、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施するために使用される。

【0050】

再び、上述の超音波システム100は、ここまで、医療3D超音波画像処理デバイス10の適用例のための1つの可能な例として説明されたにすぎないことに留意されたい。上述の超音波システム100は、前に説明された構成要素のすべてを備える必要があるとは限らないことに留意されたい。一方、必要な場合、超音波システム100は、さらなる構成要素をも備える。またさらに、複数の上述の構成要素が、必ずしもハードウェアとして実現されなければならないとは限らず、ソフトウェア構成要素としても実現されることに留意されたい。複数の上述の構成要素はまた、共通エンティティ中に又は1つの単一エンティティ中にさえ含まれ、図2に概略的に示されているように、すべてが別個のエンティティとして実現されなければならないとは限らない。

【0051】

再び、上述の超音波システム100は、ここまで、医療3D超音波画像処理デバイス10の適用例のための1つの可能な例として説明されたにすぎないことに留意されたい。上述の超音波システム100は、前に説明された構成要素のすべてを備える必要があるとは限らないことに留意されたい。一方、必要な場合、超音波システム100は、さらなる構成要素をも備える。またさらに、複数の上述の構成要素が、必ずしもハードウェアとして実現されなければならないとは限らず、ソフトウェア構成要素としても実現されることに留意されたい。複数の上述の構成要素はまた、共通エンティティ中に又は1つの単一エンティティ中にさえ含まれ、図2に概略的に示されているように、すべてが別個のエンティティとして実現されなければならないとは限らない。

本発明による超音波イメージングシステム100は、取得された複数の3D超音波画像データの各々の互いに対する相対的な空間的位置及び配向を決定するように構成された、追跡ユニット62をさらに備える。この追跡ユニット62は、複数の3D超音波画像データの絶対的な空間的位置及び配向を追跡する。ただし、絶対的な空間的位置及び配向を追跡することが必ずしも必須であるとは限らないが、少なくとも、3D超音波画像データの互いに対する相対的な空間的位置及び配向を追跡することが必要とされる。アレイによって送信された超音波ビームを異なる角度下でステアリングする(それによって、部分的に重複する異なる視野を有する複数の3D超音波画像データを取得する)ように超音波取得ユニット16のトランスデューサコントローラ32が配置された場合、追跡ユニット62は、トランスデューサコントローラ32に直接結合される。

10

【0052】

本発明の適用例の2つの例が、図1から理解され得る。第1の例では、部分的に重複する異なる視野を有する3D超音波画像データを取得するために、超音波プローブ14が、第1の位置P1から第2の位置P2まで動かされる。追跡ユニット62は、第1のプローブの位置に対応する第1の3D超音波画像データの、第2のプローブ14'の位置に対応する第2の3D超音波画像データに対する相対的な空間的位置及び配向を決定する。この位置及び配向追跡は、外部追跡によって又は画像レジストレーションベースの手法によってのいずれかで行われる。また、概して、外部追跡と画像レジストレーションベースの手法の両方が互いに組み合わせられる。第2の例では、超音波取得ユニット16は、プローブ(14、14')が固定位置(P1又はP2のいずれか)にとどまる間、送信された超音波ビームを異なる角度下でステアリングするように配置され、この場合、追跡ユニットは、トランスデューサコントローラ32からの入力に基づいて3D画像データの相対的な空間的位置及び配向を決定することができる。

20

【0053】

外部追跡の場合、追跡ユニット62は、例えば、電磁追跡ユニット、或いは1つ又は複数のカメラを備える光学追跡ユニットを備える。これらの外部追跡ユニットは、好ましくは、超音波プローブ14の相対的な位置及び配向を追跡する。超音波プローブ14の相対的な位置及び配向を追跡することにより、取得された超音波ボリュームの相対的な位置及び配向を決定することが可能になる。これは、取得されたイメージングボリューム中の各ボクセルについて、3D空間における位置を与える。

30

【0054】

代替又は追加として、剛性画像レジストレーション手法を使用して、取得された3D超音波画像データの相対的な位置及び配向を算出するために、画像レジストレーションベースの手法が使用され得る。使用される特定のレジストレーション手法は、好ましくは、スキャンされている組織特性に依存して選択される。このシナリオでは、ボリュームボクセルの相対的な位置は、前に取得されたボリュームに対して算出される。それに加えて、追跡ユニット62は、好ましくは、画像解析によって複数の取得された3D超音波画像データを比較し、前記画像解析に基づいて画像レジストレーションを実施するように構成される。したがって、画像レジストレーションは、例えば、ボクセルずつの、複数の3D超音波画像の画像比較に基づく。

40

【0055】

さらに、本発明による超音波イメージングシステム100は、スティッチングユニット64をさらに備える。スティッチングユニット64は、コンパウンド3D超音波画像データを発生するために3D超音波画像データを互いにスティッチすることによって、異なるが少なくとも部分的に重複する視野を有する複数の3D超音波画像データをコンパウンドするように構成される。スティッチングユニット64は、言い換えれば、複数の3D超音波画像データを、複数の別個の3D超音波画像データの各々において表されるより小さいボリューム(視野)を含む大きいエリアのボリュームに合成する。これが、超音波プローブ14の視野よりも大きい3Dボリュームの再構成を可能にする。これは、詳細には、超音波プローブ14の視野よりも大きいフルの器官をイメージングする場合、有利である。

50

コンパウンド画像の3Dボリュームは、異なる取得された3D超音波画像データのいくつかの重複するボリュームを含む。コンパウンド3D超音波画像データの最終ボリュームは、いわば、複数の取得された3D超音波画像データの重複する入力ボリュームの合成に基づく。

【0056】

本発明によるステッチングユニット64は、複数の3D超音波画像データを互いにステッチする前に、複数の3D超音波画像データのステッチング順序を計算するように構成される。このステッチング順序は、追跡ユニット62によって前に決定された3D超音波画像データの決定された相対的な空間的位置に基づいて、ステッチングユニット64内で計算される。画像データの前記決定された相対的な空間的位置に基づく前記ステッチング順序の計算は、複数の画像データの異なる視野の重複するエリアを最小化するために使用される。最終的に、ステッチングユニット64は、前記ステッチング順序に従って複数の3D超音波画像データをステッチする。計算されたステッチング順序によって複数の3D超音波画像データの異なる視野の重複するエリアを最小化することにより、コンパウンド画像データ間のステッチ/シームの量が低減される。これにより、さらに、最終的コンパウンド3D超音波画像データの画像品質が高まる。

10

【0057】

本明細書において提案されるステッチング方法は、好ましくは、連続するパッチ間の重複するエリア（ボリューム

【数1】

20

$$(p(n) \neq p(n-1))$$

)を最小化するパッチ(p)ステッチング順序を定義する。異なる超音波データセットのボリュームの重複するエリアは、異なる取得された3D超音波データセットのボリューム間の距離と相関する。所与のしきい値までは、ボリュームが互いから遠くにあるほど、重複するエリアがより小さくなり、所与のしきい値を超えると重複するエリアがゼロである。さらに、ボリュームの形状への依存がある。相関は、球状の形状のボリューム間の距離の方向には依存しないが、コーン又は矩形ベースの形状の場合、ボリュームの形状への依存があり、それは距離とともに増加する。ここで、小さい距離の場合は相関が準方向非依存(quasi direction independent)であると仮定できるとする。この仮定のもとで、パッチ(p)の各々の重心点(x_i)を使用して、初期ボリュームの事前整合が実施される。これにより、ポイントクラウドベースの手法を使用してソート問題を解決することが可能になる。

30

【0058】

上記の仮定をポイントクラウド問題に置き換えるために、ボリュームについての距離経路(d_i(x))が最大化される各パッチの重心点(x)(p_i)が、ソートされる。最も若いボリューム重心(x_n)から始め、次の最も遠いボリュームが選択され、続いてこの2つのパッチから最も遠く離れたボリュームが選択され、以下同様に選択される。この順序付けに基づいて最終ボリューム中のボクセル値を選択することによって、これは、コンパウンド3D超音波の最終ボリューム中のステッチの存在を最小化するボリューム分布への近似を与える。

40

【0059】

図3は、本発明による方法を概略的に要約する。第1のステップS101において、異なるが少なくとも部分的に重複する視野を有する複数の3D超音波画像データが取得される。ステップS102において、複数の3D超音波画像データの各々の相対的な空間的位置が、互いに対して、又は絶対座標系に対して決定される。ステップS103において、ステップS104における後続のステッチングのために、複数の3D画像データが選択される。ステップS103のデータ選択は、ステッチング順序の決定を含み、ステッチング順序は、後続のステッチングのためにどの超音波画像データが使用されるか、及

50

びそれらがどの順序で順々に使用されるかを定義する。現況技術の技法とは対照的に、超音波画像データは、それらが取得されたそれらの日時の順序ではなく、ステッチング順序で互いにステッチされ、ステッチング順序は、コンパウンド3D超音波画像中の異なる画像間のステッチ/シームの数を最小化するために、複数の3D超音波画像データの異なる視野の重複するエリアを最小化する。ステッチング順序は、ステップS102において決定された相対的な位置に基づいて、ステップS103において決定される。ステッチング順序は、好ましくは、複数の3D超音波画像データの各々の中心点の空間的位置の間の距離を決定することと、決定された前記距離に従って複数の3D超音波画像データを順序付けることとによって計算される。ステップS104におけるステッチングは、好ましくは、時間的に最近取得された、複数の3D超音波画像データのうちの1つの3D超音波画像データから開始し、1つの3D超音波画像データを複数の3D超音波画像データのうちの1つの3D超音波画像データとステッチし、1つの3D超音波画像データの中心点が、時間的に最近取得された3D超音波画像データの中心点から最も大きい距離を有する。次いで、ステップS104において、ステッチングは、好ましくは、複数の3D超音波画像データのうちのさらなる1つの3D超音波画像データを、すでにステッチされた3D超音波画像データとステッチすることによって続けられ、複数の3D超音波画像データのうちのさらなる1つの3D超音波画像データの中心点が、すでにステッチされた3D超音波画像データの各々の中心点から（すべての残りのまだステッチされていない超音波画像データの中心点と比較して）最も大きい距離を有する。

10

【0060】

20

ステップS103において決定されたステッチング順序を使用してステップS104において実施されるこのステッチング技法によって、ステップS105において、コンパウンド3D超音波画像データが最終的に算出される。

【0061】

上記で説明されたようなステッチング順序を決定する基本原理は、図5における簡略化された例についての概略的な形態で可視化される。そこに、（点1、2、3及び4によって示された）4つの異なる超音波画像データが示されており、そのすべてが異なる中心点と、したがって異なる視野とを有する。各視野のサイズは、4つの3D画像データセットのすべてについて同じであると仮定される。

30

【0062】

画像データセット1が、最も若いデータセット、すなわち最近取得されたデータセットである。したがって、ステッチングは、画像データセット1から開始し、画像データセット2の中心点が、他のデータセット3及び4と比較して画像データセット1の中心点から最も大きい距離 d_1 を有するので、画像データセット1を画像データセット2にステッチする。次に、画像データセット1及び2の中心点からの画像データセット3の中心点の距離（すなわち $d_{2,1}$ と $d_{2,2}$ との和）が、画像データセット1及び2の中心点からの残りのまだステッチされていない画像データセット4の中心点の距離よりも大きいので、画像データセット3とのステッチングが続けられる。最終的に、データセット4が、すでにステッチされたデータセット1、2及び3にステッチされる。

40

【0063】

図4は、パッチの寄与を最大化し、複数の3D超音波画像データの異なる視野の重複するエリアを最小化する（図4の右部分参照）、本発明に従って定義されたステッチング順序と比較した、画像データセット年齢に従うステッチング順序を使用する現況技術のステッチング技法から生じる、得られたコンパウンド3D画像（図4の左側参照）の比較を概略的に示す。この簡略化された概略例から、本発明によるステッチング技法及びその予め実施されたステッチング順序決定を用いて、ステッチ/シームの数が著しく低減されることが観測される。

【0064】

図2及び図3に示されているように、本発明による、超音波イメージングシステム100は、画像品質ユニット66とアラームユニット68をさらに備える。これらのユニット

50

66、68は、図3のステップS106において概略的に示されているように、品質監視を実施する。この品質監視は、主に、解剖学的構造の変化を監視し、取得された超音波画像データ内に所定のしきい値を上回る解剖学的構造の変化が生じた場合、システム100のユーザに通知するために働く。それに加えて、複数の3D超音波画像データセットの各々内のリアルタイムで取得された部分的ボリュームエリアが、コンパウンド3D画像データと比較される。画像差を算出するために使用されるメトリックは、画像変化の量の表示を与える絶対値を与える。算出された値は、画像品質を指定するリアルタイム値として使用され得る。この値は、例えば、ディスプレイ18上でユーザに示される。代替又は追加として、画像品質ユニット66において決定された品質値は、アラームユニット68に与えられ、アラームユニット68は、次いで、現在取得された超音波画像データは古く、したがって、新しい画像取得が必要とされることをユーザに知らせる。このアラームユニット68は、可聴、可視及び/又は触覚フィードバックをユーザに与えるラウドスピーカー、光学アクチュエータ、及び/又は触覚アクチュエータを含む。

10

【0065】

本発明は、図面及び上記の説明において、詳細に示され、説明されてきたが、そのような例示及び説明は、例示的(i l l u s t r a t i v e)又は例示的(e x e m p l a r y)と見なされるべきであり、限定的でなく、本発明は、開示された実施形態に限定されるものではない。開示された実施形態に対する他の変形形態が、請求される本発明を実施する際に当業者によって、図面、本開示、及び添付の特許請求の範囲の検討により理解され、実施され得る。

20

【0066】

特許請求の範囲において、「備える/有する/含む(c o m p r i s i n g)」という単語は他の要素又はステップを除外せず、不定冠詞「1つの(a)」又は「1つの(an)」は複数を除外しない。単一の要素又は他のユニットは、本特許請求の範囲において列挙されるいくつかの項目の機能を遂行し得る。いくつかの方策が、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、これらの方策の組合せが有利には使用され得ないことを示しているわけではない。

【0067】

コンピュータプログラムは、他のハードウェアとともに又はその一部として供給される光記憶媒体又はソリッドステート媒体など、好適な媒体上に記憶/分配されるが、インターネット或いは他のワイヤード又はワイヤレス電気通信システムを介してなど、他の形態でも分配される。

30

【0068】

特許請求の範囲中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。

【 図 1 】

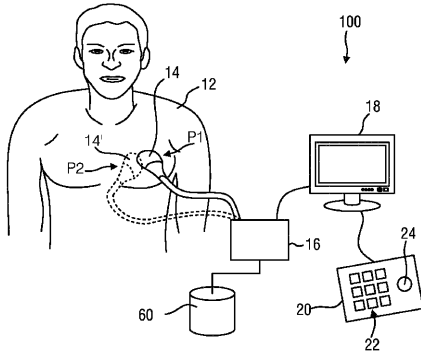
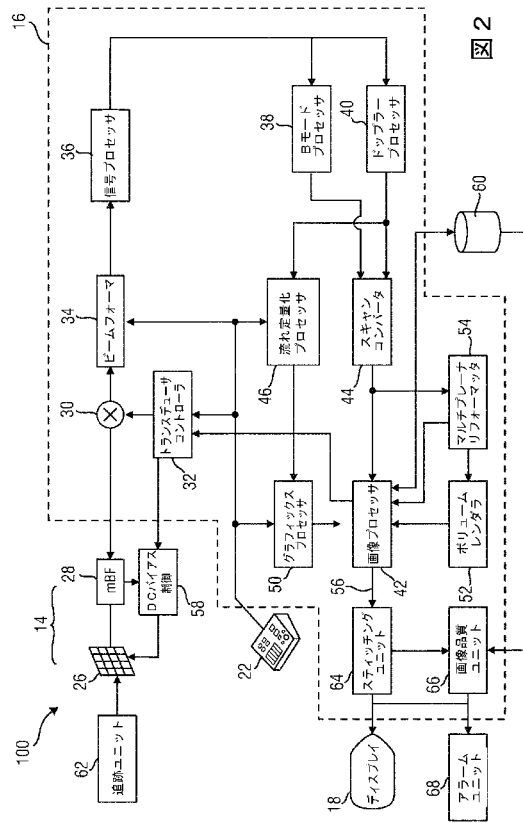


FIG.1

【 図 2 】



【 図 3 】

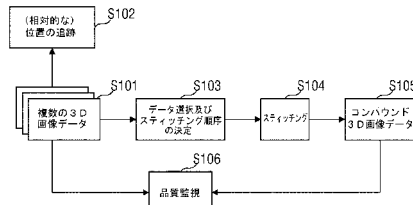


図 3

【 図 4 】

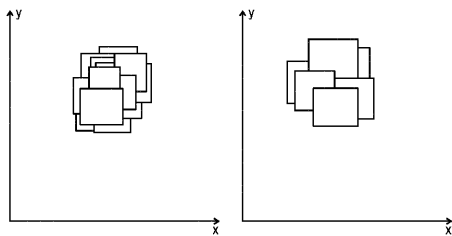


FIG.4

【 図 5 】

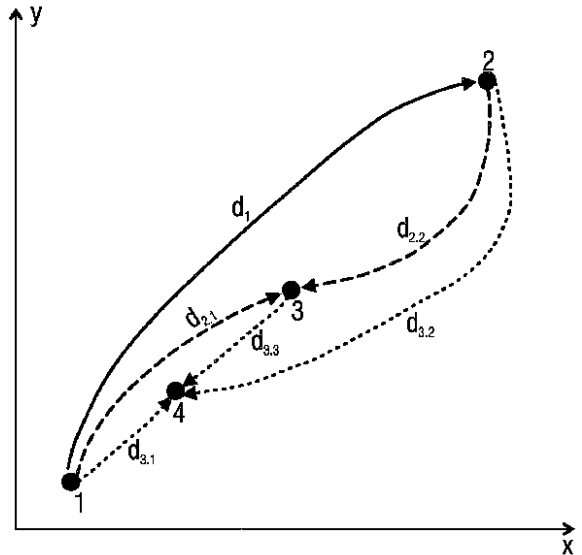


FIG.5

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2017/080285

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B8/08 G01S15/89 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.
A	US 2010/179428 A1 (PEDERSEN PEDER C [US] ET AL) 15 July 2010 (2010-07-15) paragraphs [0010], [0014], [0044], [0059] - [0061], [0063], [0111]; figures 1,9 -----	1-19
A	US 2007/255137 A1 (SUI LEI [US] ET AL) 1 November 2007 (2007-11-01) paragraphs [0005], [0006], [0027], [0039], [0042], [0045], [0049], [0053] - [0060], [0063], [0070]; figures 2-4 -----	7-9
A	US 2011/125022 A1 (LAZEBNIK ROEE [US]) 26 May 2011 (2011-05-26) paragraph [0073] ----- -/--	1,13,19
<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		*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
E earlier application or patent but published on or after the international filing date		*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
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)		*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
O document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means		*Z* document member of the same patent family
P document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report	
28 February 2018	04/04/2018	
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/EP2017/080285

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 6 540 681 B1 (CHENG XIANGYONG [US] ET AL) 1 April 2003 (2003-04-01) column 6, line 44 - column 9, line 31; figures 4-7 -----	1,13,19
A	HERRÁEZ J ET AL: "Optimal modelling of buildings through simultaneous automatic simplifications of point clouds obtained with a laser scanner", MEASUREMENT, INSTITUTE OF MEASUREMENT AND CONTROL. LONDON, GB, vol. 93, 21 June 2016 (2016-06-21), pages 243-251, XP029785762, ISSN: 0263-2241, DOI: 10.1016/J.MEASUREMENT.2016.06.039 abstract; figures 2-4 page 245, right-hand column, paragraph 2 - page 246, right-hand column, paragraph 2 -----	1,13,19
A	US 2016/100821 A1 (EGGERS PHILIP E [US] ET AL) 14 April 2016 (2016-04-14) paragraph [0212]; figures 8a-11f -----	10-12
A	US 2010/130855 A1 (LUNDBERG ANDREW K [US] ET AL) 27 May 2010 (2010-05-27) paragraph [0042]; figure 10 -----	10-12
A	US 2006/235301 A1 (CHALANA VIKRAM [US] ET AL) 19 October 2006 (2006-10-19) paragraphs [0022] - [0025], [0034], [0102], [0172] - [0174], [0179] - [0207]; figures 13-17c -----	1,9,13, 19

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2017/080285

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2010179428 A1	15-07-2010	US 2010179428 A1 WO 2009117419 A2	15-07-2010 24-09-2009
US 2007255137 A1	01-11-2007	CN 101360457 A EP 2012672 A2 JP 2009535152 A US 2007255137 A1 WO 2007133296 A2	04-02-2009 14-01-2009 01-10-2009 01-11-2007 22-11-2007
US 2011125022 A1	26-05-2011	CN 102068275 A DE 102010047155 A1 JP 2011110432 A KR 20110058723 A US 2011125022 A1	25-05-2011 26-05-2011 09-06-2011 01-06-2011 26-05-2011
US 6540681 B1	01-04-2003	NONE	
US 2016100821 A1	14-04-2016	EP 2991557 A1 JP 2016517746 A US 2016100821 A1 WO 2014179277 A1	09-03-2016 20-06-2016 14-04-2016 06-11-2014
US 2010130855 A1	27-05-2010	US 2010130855 A1 WO 2010059485 A1	27-05-2010 27-05-2010
US 2006235301 A1	19-10-2006	NONE	

フロントページの続き

(81)指定国・地域 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, JO, 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

(72)発明者 クストラ ヤセク ルーカス
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 ファン ダイク エドモンド
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 オウトヴァスト ギョーム レオポルド テオドルス フレデリック
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 センデン デイヴ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 ビンネカンブ ダーク
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB27 EE22 GA18 GA25 JC20 KK16

专利名称(译)	超声成像系统和方法		
公开(公告)号	JP2019534115A	公开(公告)日	2019-11-28
申请号	JP2019528743	申请日	2017-11-24
[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	クストラヤセクルーカス オウトヴァストギョームレオポルドテオドルスフレデリック		
发明人	クストラ ヤセク ルーカス ファン ダイク エドモンド オウトヴァスト ギョーム レオポルド テオドルス フレデリック センデン デイヴ ビンネカンブ ダーク		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/4254 A61B8/463 A61B8/483 A61B8/5207 A61B8/5253 G01S15/8993 G01S15/8995		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB27 4C601/EE22 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/JC20 4C601/KK16		
优先权	2016201057 2016-11-29 EP		
其他公开文献	JP6629492B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声成像系统100技术领域本发明涉及一种用于产生空间复合3D超声图像数据的超声成像系统100，其中超声成像系统100提供具有不同但至少部分重叠的视场的多个3D超声图像数据。超声获取单元16，用于获取跟踪单元62，跟踪单元62适于确定多个3D超声图像数据中的每个相对于彼此的空间位置，并生成复合3D超声图像数据。为此，缝合单元64适于通过彼此缝合多个3D超声图像数据来复合多个3D超声图像数据，缝合单元64包括多个3D 3D超声图像数据。通过最小化超声图像数据的不同视场的重叠区域来确定3D超声图像数据。适于基于所确定的相对空间位置来计算多个3D超声图像数据的缝合顺序，缝合单元64根据缝合顺序来缝合多个3D超声图像数据。适应。

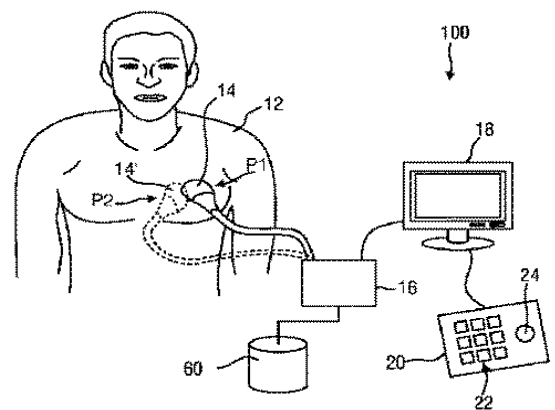


FIG. 1