

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2020-49214
(P2020-49214A)

(43) 公開日 令和2年4月2日(2020.4.2)

(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 未請求 請求項の数 7 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2019-171125 (P2019-171125)
(22) 出願日 令和1年9月20日(2019.9.20)
(31) 優先権主張番号 201811107299.5
(32) 優先日 平成30年9月21日(2018.9.21)
(33) 優先権主張国・地域又は機関
中国 (CN)

(71) 出願人 594164542
キヤノンメディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 110001771
特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
(72) 発明者 ターン チェ
中国北京市朝阳区酒仙橋北路甲10号院2
05号楼1至3層 佳能医療系統(中国)
有限公司内
(72) 発明者 チェン チー
中国北京市朝阳区酒仙橋北路甲10号院2
05号楼1至3層 佳能医療系統(中国)
有限公司内

最終頁に続く

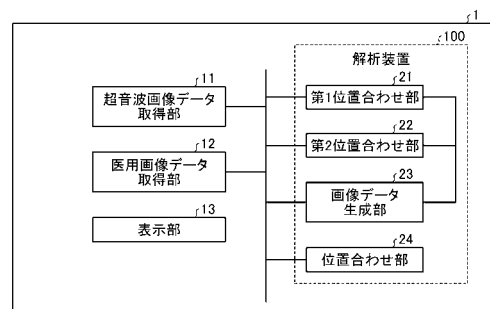
(54) 【発明の名称】 解析装置、超音波診断装置及び解析方法

(57) 【要約】

【課題】 医用画像の位置合わせをすること。

【解決手段】 実施形態に係る解析装置は、画像生成部と、位置合わせ部とを備える。画像生成部は、超音波診断装置により第1時相に取得された第1超音波画像データと、第1医用画像データとの間で位置合わせ処理を行い、第1超音波画像データと、第2時相に取得された第2超音波画像データとの間で位置合わせ処理を行うことで、第2超音波画像データと位置合わせされた第2医用画像データを生成する。位置合わせ部は、第2超音波画像データと第2医用画像データとを結合して一つの画像を生成することにより、超音波診断装置による超音波画像データと医用画像診断装置による医用画像データとの間で位置合わせ処理を行う。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波診断装置により第 1 時相に取得された第 1 超音波画像データと、前記超音波診断装置以外の医用画像診断装置により取得された第 1 医用画像データとの間で位置合わせ処理を行い、前記第 1 超音波画像データと、前記超音波診断装置により前記第 1 時相とは異なる第 2 時相に取得された第 2 超音波画像データとの間で位置合わせ処理を行うことで、前記第 2 超音波画像データと位置合わせされた第 2 医用画像データを生成する画像生成部と、

前記第 2 超音波画像データと前記第 2 医用画像データとを結合して一つの画像を生成することにより、前記超音波診断装置による超音波画像データと前記医用画像診断装置による医用画像データとの間で位置合わせ処理を行う位置合わせ部と、を備える解析装置。

10

【請求項 2】

前記画像生成部は、検出される超音波プローブの位置情報から得られる値に基づいて、前記第 1 超音波画像データと前記第 2 超音波画像データとの間で位置合わせ処理を行う、請求項 1 に記載の解析装置。

【請求項 3】

前記第 2 時相は、診断又は治療中の時相である、請求項 1 又は 2 に記載の解析装置。

【請求項 4】

前記医用画像データは、MRI 画像データ、CT 画像データ、X 線画像データのうちの何れかである、請求項 1 ~ 3 のいずれか一つに記載の解析装置。

20

【請求項 5】

前記第 1 医用画像データは、3 次元画像データであり、前記第 1 超音波画像データは、前記第 1 時相において取得された複数の 2 次元超音波画像データから構成された 3 次元超音波画像データであり、前記第 2 超音波画像データは、前記第 2 時相において取得された複数の 2 次元超音波画像データから構成された 3 次元超音波画像データである、請求項 1 ~ 4 のいずれか一つに記載の解析装置。

【請求項 6】

第 1 時相に第 1 超音波画像データを、前記第 1 時相とは異なる第 2 時相に第 2 超音波画像データと取得する取得部と、

30

前記第 1 超音波画像データと、医用画像診断装置により取得された第 1 医用画像データとの間で位置合わせ処理を行い、前記第 1 超音波画像データと、前記第 2 超音波画像データとの間で位置合わせ処理を行うことで、前記第 2 超音波画像データと位置合わせされた第 2 医用画像データを生成する画像生成部と、

前記第 2 超音波画像データと前記第 2 医用画像データとを結合して一つの画像を生成することにより、超音波診断装置による超音波画像データと前記医用画像診断装置による医用画像データとの間で位置合わせ処理を行う位置合わせ部と、を備える超音波診断装置。

【請求項 7】

画像生成部により、超音波診断装置により第 1 時相に取得された第 1 超音波画像データと、前記超音波診断装置以外の医用画像診断装置により取得された第 1 医用画像データとの間で位置合わせ処理を行い、前記第 1 超音波画像データと、前記超音波診断装置により前記第 1 時相とは異なる第 2 時相に取得された第 2 超音波画像データとの間で位置合わせ処理を行うことで、前記第 2 超音波画像データと位置合わせされた第 2 医用画像データを生成し、

40

位置合わせ部により、前記第 2 超音波画像データと前記第 2 医用画像データとを結合して一つの画像を生成することにより、前記超音波診断装置による超音波画像データと前記医用画像診断装置による医用画像データとの間で位置合わせ処理を行う、解析方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

50

本発明の実施形態は、解析装置、超音波診断装置及び解析方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、組織の運動及び機能をリアルタイムで、動的に観察することができ、病変を追跡し、立体的変化を表示することができ、その結像階層の制限がない。また、超音波機器が、移動しやすく、患者に与える損傷が小さく、コストが低いという利点を有する。しかしながら、超音波診断装置は、解像度、鮮鋭度等の点で、他の医用画像診断装置等と比べて不利になることもある。

【0003】

一方、超音波診断装置以外の医用画像診断装置の例として、磁気共鳴イメージング(MRI: Magnetic Resonance Imaging)装置がある。MRI装置は、解剖学的構造がリアルに描出され、病変組織及び正常組織を何れも明瞭に表示させることができ、高い軟組織コントラスト分解能(contrast resolution)を有する。しかしながら、MRI装置やCT(Computed Tomography)装置等の医用画像診断装置は、高価であり、結像が複雑であり、かつ走査周期が長く、医者が検査対象の器官や生体組織をリアルタイムで観察することは難しい場合がある。

10

【0004】

従って、超音波画像とCT画像、MRI画像等、他の医用画像診断装置より得られた画像とを位置合わせすることにより、それぞれの画像の長所を生かした結合画像を生成することができる。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】米国特許第8111892号明細書

【特許文献2】特開2006-217939号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明が解決しようとする課題は、医用画像の位置合わせをすることである。

【課題を解決するための手段】

30

【0007】

実施形態に係る解析装置は、画像生成部と、位置合わせ部とを備える。画像生成部は、超音波診断装置により第1時相に取得された第1超音波画像データと、前記超音波診断装置以外の医用画像診断装置により取得された第1医用画像データとの間で位置合わせ処理を行い、前記第1超音波画像データと、前記超音波診断装置により前記第1時相とは異なる第2時相に取得された第2超音波画像データとの間で位置合わせ処理を行うことで、前記第2超音波画像データと位置合わせされた第2医用画像データを生成する。位置合わせ部は、前記第2超音波画像データと前記第2医用画像データとを結合して一つの画像を生成することにより、前記超音波診断装置による超音波画像データと前記医用画像診断装置による医用画像データとの間で位置合わせ処理を行う。

40

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】図1は、実施形態に係る超音波診断装置1の構成を示す図である。

【図2】図2は、第1の実施形態に係る任意の時相のMR(Magnetic Resonance)画像の生成処理の流れを示すフローチャートである。

【図3】図3は、第1の実施形態に係る超音波画像とMR画像の位置合わせ処理を示す図である。

【図4】図4は、第1の実施形態に係るUS-MR位置合わせ処理を示すフローチャートである。

【図5】図5は、第1の実施形態に係るUS-US位置合わせ処理を示すフローチャート

50

である。

【図 6】図 6 は、第 2 の実施形態に係る処理について説明した図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、実施形態に係る解析装置、超音波診断装置及び解析方法について図面を参照しながら説明する。ここで、互いに同じ構成には共通の符号を付して、重複する説明は省略する。

【0010】

(第 1 の実施形態)

図 1 は、本発明に係る超音波診断装置 1 の概略構成を示す。図 1 に示すように、超音波診断装置 1 は、超音波画像データ取得部 11、医用画像データ取得部 12、表示部 13、第 1 位置合わせ部 21、第 2 位置合わせ部 22、医用画像データ生成部 23、及び位置合わせ部 24 を含む。第 1 位置合わせ部 21、第 2 位置合わせ部 22、医用画像データ生成部 23、及び位置合わせ部 24 は、例えば CPU 及びメモリを有するコンピュータ（処理回路）によって実現される。なお、第 1 位置合わせ部 21、第 2 位置合わせ部 22 及び画像データ生成部 23 は、画像生成部を構成する。

10

【0011】

なお、図 1 に示されるように、第 1 位置合わせ部 21、第 2 位置合わせ部 22、画像データ生成部 23 及び位置合わせ部 24 により、解析装置 100 が構成されてもよい。かかる解析装置 100 は、超音波診断装置や医用画像診断装置からデータを取得して、位置合わせ処理などの画像処理を行う独立した装置として機能する。かかる解析装置 100 は、超音波診断装置 1 や医用画像診断装置の中に組み込まれても良いし、超音波診断装置 1 や医用画像診断装置から独立して構成される装置であってもよい。

20

【0012】

実施形態では、第 1 位置合わせ部 21、第 2 位置合わせ部 22、画像データ生成部 23、位置合わせ部 24 にて、コンピュータの処理回路によって行われる各処理機能は、コンピュータによって実行可能なプログラムの形態でメモリに記憶されている。処理回路はプログラムを図示しないメモリから読み出し、実行することで各プログラムに対応する機能を実現するプロセッサである。すなわち、第 1 位置合わせ部 21、第 2 位置合わせ部 22、画像データ生成部 23、位置合わせ部 24 のそれぞれは、それぞれ第 1 位置合わせ機能、第 2 位置合わせ機能、画像データ生成機能、位置合わせ機能を持った処理回路として実現される。各プログラムを読み出した状態の処理回路は、これらの各機能を有することになる。なお、図 1 においては単一の処理回路にて、これらの処理機能が実現されるものとして説明するが、複数の独立したプロセッサを組み合わせることで処理回路を構成し、各プロセッサがプログラムを実行することにより機能を実現するものとしても構わない。換言すると、上述のそれぞれの機能がプログラムとして構成され、1 つの処理回路が各プログラムを実行する場合であってもよい。

30

【0013】

上記説明において用いた「プロセッサ」という文言は、例えば、CPU (Central Processing Unit)、GPU (Graphical Processing Unit) 或いは、特定用途向け集積回路 (Application Specific Integrated Circuit: ASIC)、プログラマブル論理デバイス (例えば、単純プログラマブル論理デバイス (Simple Programmable Logic Device: SPLD)、複合プログラマブル論理デバイス (Complex Programmable Logic Device: CPLD)、及びフィールドプログラマブルゲートアレイ (Field Programmable Gate Array: FPGA)) 等の回路を意味する。プロセッサはメモリに保存されたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。

40

【0014】

超音波画像データ取得部 11 は、公知の構造を用いることができ、例えば図示を省略す

50

る超音波プローブにより生体部位や組織の反射エコーを取得することで、超音波画像を得る。超音波走査はリアルタイムで、動的に超音波画像を得ることができる。また、超音波走査では、生体にほとんど損傷がない。さらに、超音波走査においては、機器の携帯及び移動も容易である。超音波画像データ取得部 1 1 により取得された超音波画像データは、後述する第 1 位置合わせ部 2 1 及び第 2 位置合わせ部 2 2 に伝送される。

【0015】

医用画像データ取得部 1 2 は、例えば X 線により CT (Computed Tomography) 画像データを、MRI により MRI 画像データを、取得する。MRI を例とすると、超音波画像に比べて、MRI では、軟組織コントラスト分解能がより高く、筋肉、筋腱、筋膜、脂肪等の軟組織を明瞭に識別することができる。しかしながら、MRI は、MR 画像の取得に長い時間がかかり、かつ専門の機器が必要であり、超音波診断のようにリアルタイムで画像データを取得することは困難である。

10

【0016】

第 1 位置合わせ部 2 1 及び第 2 位置合わせ部 2 2 は、画像データ間の位置合わせを行う。具体的には、第 1 位置合わせ部 2 1 は超音波画像と医用画像データとの間の位置合わせを行い、第 2 位置合わせ部 2 2 は時相の異なる超音波画像同士の間での位置合わせを行う。医用画像の例として、本実施形態では MR 画像が用いられているが、これに限られず、CT 画像、X 線画像等であってもよい。以下の説明では、超音波画像を US (Ultrasound) 画像と呼び、超音波画像と医用画像データとの間の位置合わせを US - MR 画像位置合わせと呼び、超音波画像と超音波画像との間の位置合わせを US - US 画像位置合わせと呼ぶことがある。

20

【0017】

第 1 位置合わせ部 2 1 で US - MR 画像位置合わせを行うことにより、同一時相の超音波画像と MR 画像との間の位置合わせを行うことができる。例えば診断又は治療開始前の時相に第 1 超音波画像及び第 1 の MR 画像を予め取得し、かつそれらの間の位置合わせを行うことができる。第 1 位置合わせ部 2 1 は、第 1 超音波画像データと第 1 の MR 画像データとの間の位置合わせ処理にて必要とされた第 1 位置合わせパラメータを生成し表示する。このように、第 1 位置合わせ部 2 1 は、超音波診断装置 1 により第 1 時相に取得された第 1 超音波画像データと、超音波診断装置 1 以外の医用診断装置により取得された第 1 医用画像データとの間で位置合わせを行う。

30

【0018】

第 2 位置合わせ部 2 2 で US - US 画像位置合わせを行うことにより、異なる時相の超音波画像間で位置合わせを行うことができる。例えば診断又は治療開始前の第 1 時相に第 1 超音波画像を取得し、かつ診断又は治療中の第 2 時相に第 2 超音波画像を取得し、第 2 位置合わせ部 2 2 により第 1 超音波画像データと第 2 超音波画像データとの間の位置合わせを取得することができる。第 2 位置合わせ部 2 2 は第 1 超音波画像データと第 2 超音波画像データとの間の位置合わせ処理にて必要とされた第 2 位置合わせパラメータを生成し表示する。このように、第 2 位置合わせ部 2 2 は、第 1 超音波画像データと、超音波診断装置 1 により第 1 時相とは異なる第 2 時相に取得された第 2 超音波画像データとの間で位置合わせ処理を行う。なお、第 2 位置合わせ部 2 2 は、例えば検出される超音波プローブの位置情報から得られる値に基づいて、第 1 超音波画像データと第 2 超音波画像データとの間で位置合わせ処理を行う。

40

【0019】

US - MR 画像位置合わせと US - US 位置合わせの詳細なステップについて、以下で述べる。

【0020】

画像データ生成部 2 3 は、医用画像データ取得部 1 2 が取得した第 1 医用画像、第 1 位置合わせ部 2 1 が生成した第 1 位置合わせパラメータ、及び第 2 位置合わせ部 2 2 が生成した第 2 位置合わせパラメータに基づき、第 2 超音波画像データに対応する (マッチングする) 第 2 医用画像データを生成する。具体的には、上述のように、診断又は治療中に MR 画

50

像データをリアルタイムに取得することは比較的難しいので、診断又は治療開始前に取得された第1のMR画像データ、及び診断又は治療開始前と開始後とでリアルタイムで取得可能な第1超音波画像データと第2超音波画像データを利用し、第1のMR画像データと第1超音波画像データとの間の第1位置合わせパラメータ、及び第1超音波画像データと第2超音波画像データとの間の第2位置合わせパラメータに基づき、第1のMR画像データと第2のUS画像データとの間の第3位置合わせパラメータを生成する。さらに、第1のMR画像データと第3位置合わせパラメータに基づき、第2のMR画像データを生成する。かかる処理により、画像データ生成部23は、第2超音波画像データと位置合わせされた第2医用画像データを生成する。従って、第2超音波画像データの時相に対応する第2医用画像データ、例えば第2のMR画像データを高速かつ正確に生成することができる。

10

【0021】

位置合わせ部24は、画像データ生成部23が生成した第2MR画像データと、第2超音波画像データとをマッチングして結合(fusion)し、かつマッチングして結合した結合画像を表示部13に表示する。このように、位置合わせ部24は、第2超音波画像データと第2医用画像データとを結合して一つの画像を生成することにより、超音波診断装置1による超音波画像データと医用画像診断装置による医用画像データとの間で位置合わせ処理を行う。

【0022】

以下、第2のMR画像データの生成ステップについて、図2及び図3を参照しながら説明する。

20

【0023】

まず、ステップS1において、MR撮像を行い、第1のMR画像データMR1(図3における(a)参照)を生成する。ここで、MR撮像が行われる時相は、例えば診断又は治療前の時相である。

【0024】

次に、ステップS2において、超音波走査を行い、第1時相に第1のUS画像データUS1(図3における(b)参照)を生成する。

【0025】

次に、ステップS3において、MR1及びUS1に対してUS-MR位置合わせ処理を行い、第1のMR画像データMR1と第1のUS画像データとの間の第1位置合わせパラメータ $T_{US1-MR1}$ を生成する。

30

【0026】

次に、診断又は治療に入った後、ステップS4において、超音波走査を行い、第n時相に第n番目のUS画像データUSn(図3における(c)参照)を生成する。ここで、走査する回数は適宜設定され、例えば $2 \leq n \leq N$ とすることができる。

【0027】

次に、ステップS5において、US1及びUSnに対してUS-US位置合わせ処理を行い、第1のUS画像データUS1と第n番目のUS画像データUSnとの間の第2位置合わせパラメータ $T_{US1-USn}$ を生成する。

40

【0028】

次に、ステップS6において、第1位置合わせパラメータ $T_{US1-MR1}$ 及び第2位置合わせパラメータ $T_{US1-USn}$ に基づき、第1のMR画像データMR1と第n番目のUS画像データUSnとの間の第3位置合わせパラメータ $T_{MR1-USn}$ を生成する。

【0029】

従って、第1のMR画像データMR1と第n番目のUS画像データUSnとの間の位置合わせ関係が定まる。

【0030】

具体的には、第2位置合わせパラメータ $T_{US1-USn}$ に基づき、第1のUS画像デ

50

ータUS1と第n番目のUS画像データUSnとの間の差分を得ることができる。そして、第1のUS画像データUS1と第n番目のUS画像データUSnとの差分を第1のMR画像データMR1と第n番目のMR画像データMRnとの差分に換算する。ここで、第n番目のMR画像データMRnは、実際には医用画像データ取得部12により取得されるものではない。

【0031】

次に、ステップS7において、第1のMR画像データMR1及び第3位置合わせパラメータ $T_{MR1-USn}$ に基づき、第n番目のUS画像データUSnに対応するMR画像データMRn(図3における(d)参照)を生成する。ここで、「対応」とは、同一時相のUS画像データ及びMR画像データを指す。そして、さらに、MRnをUSnとを結合して一つの結合画像を生成する。

10

【0032】

次に、ステップS8において、走査が終了したか否かを確認する。走査が終了すると、処理を終了し、ステップS7で生成した結合画像を表示部13に表示する。走査が終了していなければ、ステップS4に戻り、処理を繰り返す。

【0033】

これにより、第n時相にMR走査を行う必要がなく、従来のMR画像データMR1、MR1と同一の時相の超音波画像データUS1、及び第n時相の超音波画像データUSnに基づき、間接的に第n時相のMR画像データMRnを生成することができる。ここで、US-MR位置合わせ処理は3sec以内に完了することができ、US-US位置合わせ処理は1sec以内に完了することができる。従って、任意の時相のMR画像を非常に迅速かつ正確に生成することができ、MR画像をリアルタイムに提供することに近似した効果を実現することができる。

20

【0034】

また、図4はUS-MR位置合わせ処理のフローチャートである。

【0035】

図5はUS-US位置合わせ処理のフローチャートである。

【0036】

以下、本発明の技術効果について説明する。従来、診断又は治療中にリアルタイムなMR画像が必要であれば、MR走査を行わなければならない。しかしながら、MR画像の取得に長い時間がかかり、かつ専門の機器が必要であり、超音波診断のように画像データを便利かつリアルタイムで取得することは困難である。ここで、本発明によれば、直接的にスキャンを行って任意の時相のMR画像を生成するのではなく、診断又は治療前にある時相のMR画像MR1及びUS画像US1を予め取得し、そしてそれらを位置合わせし、それらの間の位置合わせパラメータを取得する。次に、診断又は治療過程中にある時相のUS画像USnを取得し、そしてUS1とUSnとを位置合わせし、それらの間の位置合わせパラメータを取得する。それにより、US1を介して、診断又は治療開始前のMR画像MR1と、診断又は治療開始後のMR画像MRnとの間の位置合わせパラメータを取得することができる。この位置合わせパラメータに基づき、USnに対応する、即ち同一時相のMR画像MRnを生成することができる。また、前記のように、US-MR位置合わせ処理は3sec以内に完了することができ、US-US位置合わせ処理は1sec以内に完了することができる。

30

40

【0037】

このようにして、MR走査を行う必要がなく、間接的にMR画像データを取得することができ、任意の時相のMR画像データを低コストかつ迅速に生成して、医師等の参照に供することができる。

【0038】

以下、ステップS3におけるUS-MR位置合わせ処理の詳細なステップについて、図4を用いて詳細に説明する。

【0039】

50

まず、ステップ S 3 1 において、第 1 の U S 画像データ U S 1 及び第 1 の M R 画像データ M R 1 を入力する。

【 0 0 4 0 】

次に、ステップ S 3 2 において、第 1 の U S 画像データ U S 1 及び第 1 の M R 画像データ M R 1 について画像強調処理を行う。

【 0 0 4 1 】

次に、ステップ S 3 3 において、位置合わせに干渉を与えるノイズ又は不要画像を除去するように、第 1 の U S 画像データ U S 1 及び第 1 の M R 画像データ M R 1 に対してフィルタリング処理を行う。

【 0 0 4 2 】

次に、ステップ S 3 4 において、血管検出を行いかつ血管画像の強調処理を行う。本発明では、血管に基づいて位置合わせ処理を行う。

【 0 0 4 3 】

次に、ステップ S 3 5 において、勾配量子化図を生成する。

【 0 0 4 4 】

次に、ステップ S 3 6 において、ステップ S 3 5 で生成された勾配量子化図、及び N G F 演算子又は L S O D 演算子に基づいてシミュレーションを行うことにより、U S - M R 位置合わせ処理を行い、第 1 の M R 画像データ M R 1 と第 1 の U S 画像データとの間の第 1 位置合わせパラメータ $T_{U S 1 - M R 1}$ を生成する。

【 0 0 4 5 】

以下、ステップ S 5 における U S - U S 位置合わせ処理の詳細なステップについて、図 5 を用いて説明する。

【 0 0 4 6 】

まず、ステップ S 5 1 において、第 1 の U S 画像データ U S 1 及び第 n 個の U S 画像データ U S n を入力する。

【 0 0 4 7 】

次に、ステップ S 5 2 において、超音波位置情報をマッチングし、第 1 の U S 画像データ U S 1 及び第 n 個の U S 画像データ U S n をマッチングすることにより、第 1 の U S 画像データ U S 1 と第 n 個の U S 画像データ U S n との間の差分を求める。

【 0 0 4 8 】

次に、ステップ S 5 3 において、ステップ S 5 2 のマッチング結果に基づき、標準偏差 (Standard deviation) 画像を算出する。

【 0 0 4 9 】

次に、ステップ S 5 4 において、シミュレーション結果に基づいて、第 1 の U S 画像データ U S 1 と第 n 個の U S 画像データ U S n との間の第 2 位置合わせパラメータ $T_{U S 1 - U S n}$ を求める。

【 0 0 5 0 】

(第 2 の実施形態)

第 1 の実施形態においては、第 1 位置合わせ部 2 1 が、ステップ S 3 において、第 1 時相に取得された第 1 超音波画像データと、第 1 医用画像データ (例えば M R 画像データ) との間で位置合わせを行う。また、ステップ S 5 において、第 2 位置合わせ部 2 2 が、第 1 時相に取得された第 1 超音波画像と、第 1 時相とは異なる時相、例えば第 2 時相に取得された第 2 超音波画像との間で位置合わせを行う。そして、ステップ S 6 及び S 7 において、画像データ生成部 2 3 が、これらステップ S 3 及び S 5 での位置合わせの結果に基づいて、第 2 超音波画像データと位置合わせされた第 2 医用画像データを生成する場合について説明した。第 2 の実施形態においては、特に、3 次元画像データを用いて位置合わせを行う場合について説明する。

【 0 0 5 1 】

図 2 のフローチャートを再び用いながら、図 6 を用いて、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 が行う処理の流れについて説明する。図 6 は、第 2 の実施形態に係る処理につ

10

20

30

40

50

いて説明した図である。

【0052】

ステップS1において、医用画像診断装置の一例である磁気共鳴イメージング装置は、磁気共鳴イメージングを行い、3次元MR画像66を生成する。医用画像データ取得部12は、医用画像診断装置から、3次元MR画像66を取得する。すなわち、医用画像診断装置が取得した第1医用画像データである3次元MR画像66は、3次元画像データである。

【0053】

続いて、ステップS2において、超音波画像データ取得部11は、超音波プローブ60を通じて、第1の時相において、複数の2次元超音波画像データを取得する。例えば、超音波画像データ取得部11は、ユーザが超音波プローブ60を、深さ方向(図6の上下方向)と方位方向(図6の左右方向)とで構成される2次元平面と垂直な方向であるスライス方向(図6の紙面に垂直な方向)に操作することで、第1時相において、複数のLive 2D画像61a、61b、61c、61d等を取得する。続いて、超音波画像データ取得部11は、第1時相において取得した複数の2次元超音波画像データから、3次元超音波画像データを、第1超音波画像データとして構成する。例えば、超音波画像データ取得部は、第1時相において取得された複数のLive 2D画像61a、61b、61c、61d等から、超音波プローブ60が有する磁気位置センサから得られた位置情報等を基に、3次元超音波画像データ64を構成する。

10

【0054】

続いて、ステップS3において、第1位置合わせ部21は、第1超音波画像データである3次元超音波画像データ64と、第1医用画像データである3次元MR画像66との間で位置合わせ処理を行う。かかる位置合わせ処理の詳細は、図4ですすでに説明した通りである。

20

【0055】

ステップS2と同様に、ステップS4において、超音波画像データ取得部11は、第1の時相以外の時相についてもユーザが第1時相の時と同様の操作を行うことで、第nの時相において、複数のLive 2D画像62a、62b、62c、62d等を取得する。続いて、超音波画像データ取得部11は、第n時相(第2時相、第3時相...)において取得した複数の2次元超音波画像データから、3次元超音波画像データを構成する。例えば、超音波画像データ取得部は、第n時相において取得された複数のLive 2D画像62a、62b、62c、62d等から、超音波プローブ60が有する磁気位置センサから得られた位置情報等を基に、3次元超音波画像データ65を構成する。

30

【0056】

続いて、ステップS5において、第2位置合わせ部22は、第1時相における第1超音波画像データである3次元超音波画像データ64と、第n時相(第2時相、第3時相...)において取得した超音波画像データである3次元超音波画像データ65との間で位置合わせ処理を行う。かかる位置合わせ処理の詳細は、図5ですすでに説明した通りである。

【0057】

続いて、ステップS6において、画像データ生成部23は、第1の実施形態と同様の処理を行って、第n時相(第2時相、第3時相...)における医用画像データを第1時相における医用画像データから生成し、第n時相における超音波画像データと位置合わせされた医用画像データを生成する。かかる位置合わせ処理の詳細は、図3等ですすでに説明した通りである。

40

【0058】

続いて、ステップS7において、位置合わせ部24は、第1の実施形態と同様の処理を行って位置合わせ処理を行う。以下、ステップS4からS8の処理は、走査が終了するまで続けられる。

【0059】

第2の実施形態においては、3次元超音波画像データと3次元医用画像データとの間で

50

、3次元画像データ同士を用いて位置合わせが行われた。

【0060】

ここで、3次元画像データ同士を用いて位置合わせを行うことの利点としては、例えば以下の点が挙げられる。すなわち、2次元画像データ同士を用いて位置合わせを行う場合は、そもそも位置合わせの対象となる2次元画像データ同士が、平行な平面同士であるとは限らず、位置合わせに不適なデータセットである場合もある。例えば、超音波走査が行われる平面が、例えば手ぶれなどの理由で、時間の経過とともに適切な角度ではない平面になってしまう場合もある。従って、第2の実施形態に係る超音波診断装置1及び解析装置100によると、3次元画像データ同士を用いて位置合わせを行うことで、超音波走査が行われる平面の角度によらず、適切な位置合わせを行うことができる。

10

【0061】

なお、実施形態はこれらに限られない。例えば、解析装置100は、3次元画像データ同士ではなく、MPR(Multi Planar Reconstruction)画像データ同士、例えばMR-MPR画像とUS-MPR画像とを用いて位置合わせを行っても良いし、また例えばMR-MPR画像とUS-Live2D画像とを用いて位置合わせを行ってもよい。

【0062】

以上述べた少なくとも一つの実施形態の解析装置によれば、医用画像の位置合わせを行うことができる。

【0063】

なお、実施形態と請求項との対応では、画像生成部は、第1位置合わせ部21、第2位置合わせ部22、画像データ生成部23に対応し、画像位置合わせ部は、位置合わせ部24に対応する。

20

【0064】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

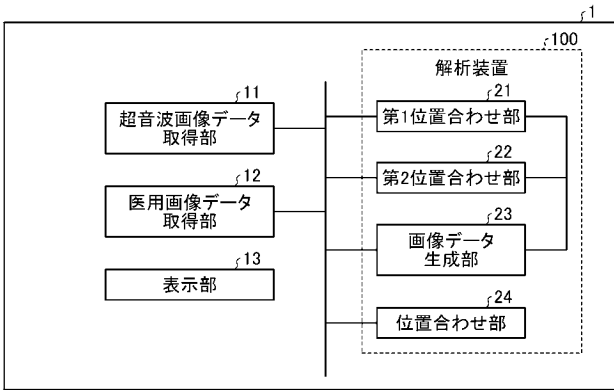
30

【符号の説明】

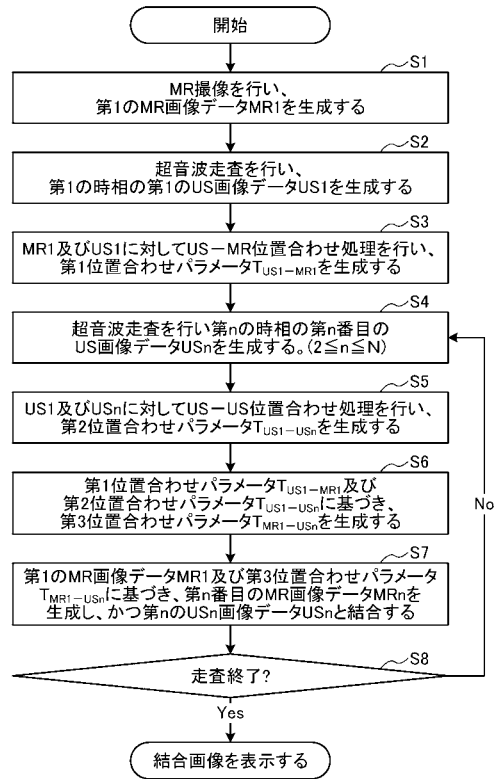
【0065】

- 100 解析装置
- 21 第1位置合わせ部
- 22 第2位置合わせ部
- 23 画像データ生成部
- 24 位置合わせ部

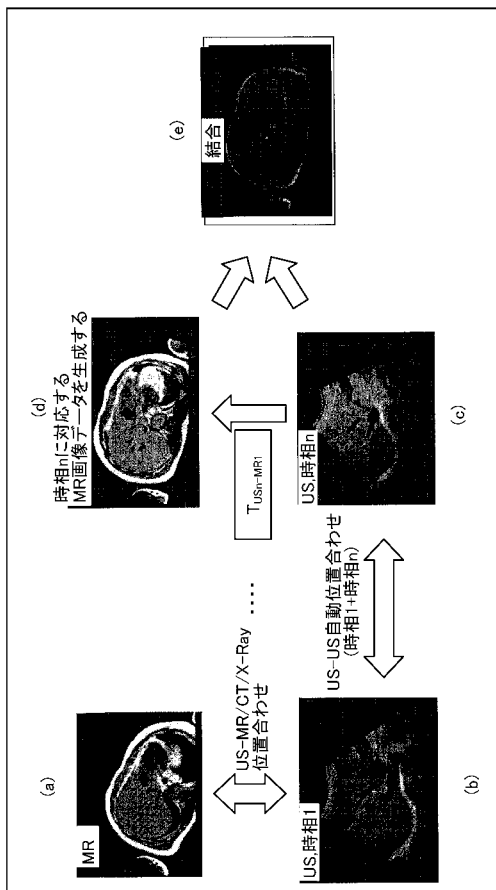
【 図 1 】



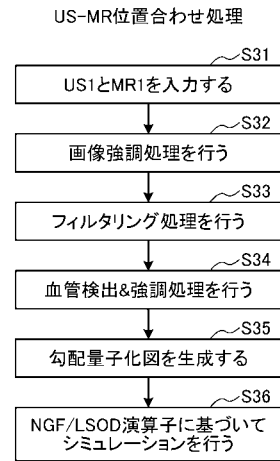
【 図 2 】



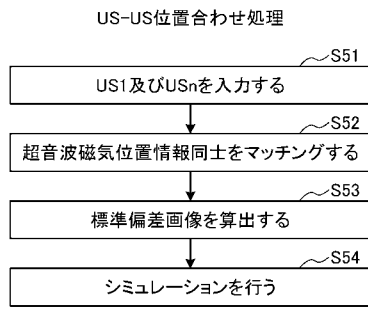
【 図 3 】



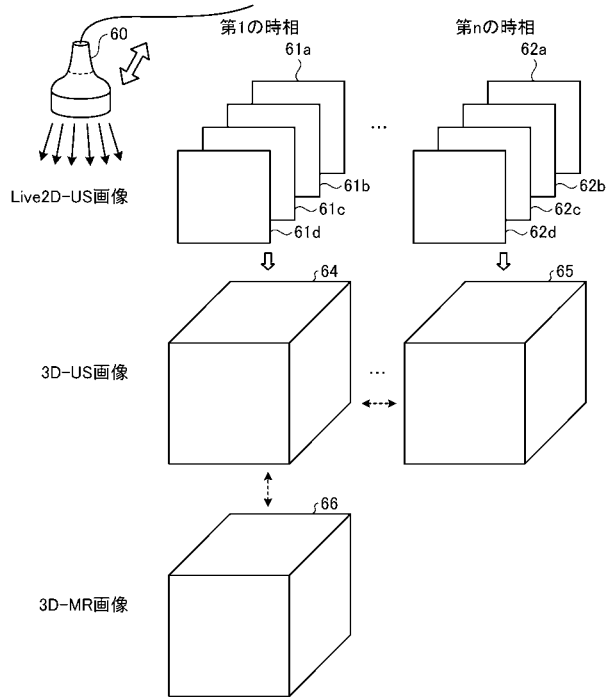
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



フロントページの続き

(72)発明者 ジャン ウィジャン

中国北京市朝陽区酒仙橋北路甲10号院205号楼1至3層 佳能医療系統(中国)有限公司内

(72)発明者 チェン ユ

中国北京市朝陽区酒仙橋北路甲10号院205号楼1至3層 佳能医療系統(中国)有限公司内

Fターム(参考) 4C601 BB03 EE09 EE11 GA18 GA25 JC08 JC10 JC15 JC21 JC25

KK24 LL33

专利名称(译)	分析装置，超声波诊断装置及分析方法		
公开(公告)号	JP2020049214A	公开(公告)日	2020-04-02
申请号	JP2019171125	申请日	2019-09-20
[标]发明人	ターンチエ チエンチー チエンユ		
发明人	ターン チエ チエン チー ジアン ウィジアン チエン ユ		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/4416 A61B8/5261 A61B8/5269		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/JC08 4C601/JC10 4C601/JC15 4C601/JC21 4C601/JC25 4C601/KK24 4C601/LL33		
优先权	201811107299.5 2018-09-21 CN		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题:对齐医学图像。根据实施例的分析装置包括图像生成单元和对准单元。图像生成单元在由超声诊断设备在第一时间阶段中获取的第一超声图像数据和第一医学图像数据以及第一超声图像数据和第一超声图像数据之间进行对准处理。通过对在第二时间相中获取的第二超声图像数据进行对准处理,来生成与第二超声图像数据对准的第二医学图像数据。对准单元组合第二超声图像数据和第二医学图像数据以生成一个图像,以及超声诊断设备的超声图像数据和医学图像诊断设备的医学图像数据。在两者之间执行注册过程。[选型图]图1

