

(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2019-122621

(P2019-122621A)

(43) 公開日 令和1年7月25日(2019.7.25)

(51) Int.Cl.
A61B 8/13 (2006.01)

F I
A61B 8/13

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2018-5759(P2018-5759)
(22) 出願日 平成30年1月17日(2018.1.17)

(71) 出願人 000001007
キヤノン株式会社
東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(74) 代理人 110002860
特許業務法人秀和特許事務所
(74) 代理人 100131392
弁理士 丹羽 武司
(74) 代理人 100125357
弁理士 中村 剛
(74) 代理人 100131532
弁理士 坂井 浩一郎
(74) 代理人 100155871
弁理士 森廣 亮太
(74) 代理人 100100549
弁理士 川口 嘉之

最終頁に続く

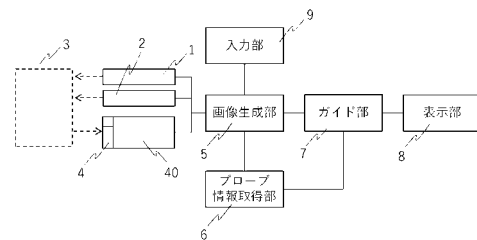
(54) 【発明の名称】 被検体情報取得装置および被検体情報取得方法

(57) 【要約】

【課題】 診断対象の領域における被検体情報を精度よく取得する。

【解決手段】 光が照射された被検体から発生した音響波を受信し、光音響信号に変換する探触子と、前記光音響信号に基づいて、第一の光音響画像を取得する画像取得手段と、関心領域を含み、超音波画像と関連付いた第二の光音響画像を記憶する記憶手段と、前記第一の光音響画像と、前記第二の光音響画像と、に基づいて、前記第二の光音響画像に含まれる関心領域を撮像するための前記被検体に対する前記探触子の位置および姿勢を案内する情報であるガイド情報を生成する情報取得手段と、を有する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

光が照射された被検体から発生した音響波を受信し、光音響信号に変換する探触子と、前記光音響信号に基づいて、第一の光音響画像を取得する第一の画像取得手段と、関心領域を含み、超音波画像と関連付いた第二の光音響画像を記憶する記憶手段と、前記第一の光音響画像と、前記第二の光音響画像と、に基づいて、前記第二の光音響画像に含まれる関心領域を撮像するための前記被検体に対する前記探触子の位置および姿勢を案内する情報であるガイド情報を生成する情報取得手段と、を有することを特徴とする、被検体情報取得装置。

【請求項 2】

前記情報取得手段は、前記第一の光音響画像と前記第二の光音響画像との位置合わせを行い、前記位置合わせの結果に基づいて、前記ガイド情報を生成することを特徴とする、請求項 1 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 3】

前記情報取得手段は、前記ガイド情報を、前記探触子进行操作するユーザに提供することを特徴とする、請求項 1 または 2 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 4】

前記ガイド情報に基づいて、前記探触子に前記被検体に対する超音波の送受信を開始させる制御手段と、前記超音波の送受信により前記探触子から出力された超音波信号に基づいて、更なる超音波画像を生成する第二の画像取得手段と、を更に有し、前記記憶手段は、前記更なる超音波画像と前記第一の光音響画像とを関連付けて記憶することを特徴とする、請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 5】

前記探触子の位置および姿勢に関する情報である探触子情報を取得する位置取得手段をさらに有し、前記情報取得手段は、前記取得した探触子情報にさらに基づいて前記ガイド情報を生成することを特徴とする、請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 6】

前記記憶手段は、前記第二の光音響画像を取得した際の前記探触子情報を、前記第二の光音響画像と関連付けて記憶し、前記情報取得手段は、前記記憶された探触子情報にさらに基づいて前記ガイド情報を生成することを特徴とする、請求項 5 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 7】

前記記憶手段は、複数の光音響画像を記憶し、前記情報取得手段は、前記第一の光音響画像の撮影情報を取得し、前記記憶手段に記憶された前記複数の光音響画像の中から当該撮影情報に対応する前記第二の光音響画像を取得することを特徴とする、請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 8】

前記画像取得手段は、前記第二の光音響画像を取得した際における第一の撮影条件と同一の撮影条件によって前記第一の光音響画像を取得し、かつ、前記第一の撮影条件とは異なる第二の撮影条件によって第三の光音響画像を取得することを特徴とする、請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 9】

前記記憶手段は、前記超音波画像と、前記第二の光音響画像と、前記第三の光音響画像とを関連付けて記憶する

10

20

30

40

50

ことを特徴とする、請求項 8 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 10】

光が照射された被検体から発生した音響波を受信し、光音響信号に変換する探触子を有する被検体情報取得装置が行う被検体情報取得方法であって、
前記光音響信号に基づいて、第一の光音響画像を取得する画像取得ステップと、
関心領域を含み、超音波画像と関連付いた第二の光音響画像を記憶する記憶ステップと

、
前記第一の光音響画像と、前記第二の光音響画像と、に基づいて、前記第二の光音響画像に含まれる関心領域を撮像するための前記被検体に対する前記探触子の位置および姿勢を案内する情報であるガイド情報を生成する情報取得ステップと、
を含むことを特徴とする、被検体情報取得方法。

10

【請求項 11】

前記情報取得ステップでは、前記第一の光音響画像と前記第二の光音響画像との位置合わせを行い、前記位置合わせの結果に基づいて、前記ガイド情報を生成することを特徴とする、請求項 10 に記載の被検体情報取得方法。

【請求項 12】

前記情報取得ステップでは、前記ガイド情報を、前記探触子を操作するユーザに提供する
ことを特徴とする、請求項 10 または 11 に記載の被検体情報取得方法。

【請求項 13】

前記ガイド情報に基づいて、前記探触子に前記被検体に対する超音波の送受信を開始させる制御ステップと、
前記超音波の送受信により前記探触子から出力された超音波信号に基づいて、更なる超音波画像を生成する第二の画像取得ステップと、を更に含み、
前記記憶ステップでは、前記更なる超音波画像と前記第一の光音響画像とを関連付けて記憶する
ことを特徴とする、請求項 10 から 12 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得方法。

20

【請求項 14】

前記探触子の位置および姿勢に関する情報である探触子情報を取得する位置取得ステップをさらに含み、
前記情報取得ステップでは、前記取得した探触子情報にさらに基づいて前記ガイド情報を生成する
ことを特徴とする、請求項 10 から 13 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得方法。

30

【請求項 15】

前記記憶ステップでは、前記第二の光音響画像を取得した際の前記探触子情報を、前記第二の光音響画像と関連付けて記憶し、
前記情報取得ステップでは、前記記憶された探触子情報にさらに基づいて前記ガイド情報を生成する
る
ことを特徴とする、請求項 14 に記載の被検体情報取得方法。

40

【請求項 16】

前記記憶ステップでは、複数の光音響画像を記憶し、
前記情報取得ステップでは、前記第一の光音響画像の撮影情報を取得し、前記記憶ステップで記憶された前記複数の光音響画像の中から当該撮影情報に対応する前記第二の光音響画像を取得する
ことを特徴とする、請求項 10 から 15 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得方法。

【請求項 17】

前記画像取得ステップでは、前記第二の光音響画像を取得した際における第一の撮影条件と同一の撮影条件によって前記第一の光音響画像を取得し、かつ、前記第一の撮影条件とは異なる第二の撮影条件によって第三の光音響画像を取得する

50

ことを特徴とする、請求項 10 から 16 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得方法。

【請求項 18】

前記記憶ステップでは、前記超音波画像と、前記第二の光音響画像と、前記第三の光音響画像とを関連付けて記憶する

ことを特徴とする、請求項 17 に記載の被検体情報取得方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体情報取得装置に関する。

【背景技術】

【0002】

被検体内の構造情報や、生理的情報、すなわち機能情報をイメージングするための技術として、超音波エコーや光音響イメージング (Photoacoustic Imaging) が知られている。特に、被検体に超音波を照射して、被検体の内部で反射した超音波をプローブ (探触子) で受信し、受信データから画像情報を得る超音波装置が普及している。超音波は人体に対する副作用が無い場合、医療現場では様々な疾病の診断に広く用いられている。

【0003】

また、ハンドヘルド形の探触子を利用する被検体情報取得装置において、測定の精度を向上させるための研究が行われている。例えば、特許文献 1 には、超音波プローブを、特定の位置および姿勢に誘導できる超音波測定装置が記載されている。かかる装置においては、超音波プローブの適切な位置および姿勢を提示して誘導を行うため、測定結果の術者への依存を抑えることができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2009 - 56125 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献 1 に記載の装置では、目標とする位置に超音波プローブを正確に誘導することができる。

ところで、治療後や手術後の患部の経過観察を行うような場合、超音波画像上において腫瘍が縮小ないし消失している場合がある。かかる場合においては、治療後の画像において目標物が失われてしまうため、対応する位置を判別することが困難となる。すなわち、誘導すべきプローブの位置および姿勢を同定できなくなるおそれがある。

【0006】

本発明はこのような従来技術の課題に鑑みてなされたものであり、診断対象の領域における被検体情報を精度よく取得することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記課題を解決するための、本発明に係る被検体情報取得装置は、

光が照射された被検体から発生した音響波を受信し、光音響信号に変換する探触子と、前記光音響信号に基づいて、第一の光音響画像を取得する画像取得手段と、関心領域を含み、超音波画像と関連付いた第二の光音響画像を記憶する記憶手段と、前記第一の光音響画像と、前記第二の光音響画像と、に基づいて、前記第二の光音響画像に含まれる関心領域を撮像するための前記被検体に対する前記探触子の位置および姿勢を案内する情報であるガイド情報を生成する情報取得手段と、を有することを特徴とする。

【0008】

また、本発明に係る被検体情報取得方法は、

光が照射された被検体から発生した音響波を受信し、光音響信号に変換する探触子を有

10

20

30

40

50

する被検体情報取得装置が行う被検体情報取得方法であって、前記光音響信号に基づいて、第一の光音響画像を取得する画像取得ステップと、関心領域を含み、超音波画像と関連付いた第二の光音響画像を記憶する記憶ステップと、前記第一の光音響画像と、前記第二の光音響画像と、に基づいて、前記第二の光音響画像に含まれる関心領域を撮像するための前記被検体に対する前記探触子の位置および姿勢を案内する情報であるガイド情報を生成する情報取得ステップと、を含むことを特徴とする。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、診断対象の領域における被検体情報を精度よく取得することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】第一の実施形態に係る被検体情報取得装置の構成概略図。

【図2】第一の実施形態に係る被検体情報取得装置のハードウェア構成を示す図。

【図3】第一の実施形態において利用される画像の関係を表した図。

【図4】第一の実施形態においてユーザに提供される画面の例。

【図5】第一の実施形態において実行される処理のフローチャート図。

【図6】第二の実施形態において利用される画像の関係を表した図。

【図7】第二の実施形態において実行される処理のフローチャート図。

【発明を実施するための形態】

20

【0011】

以下に図面を参照しつつ、本発明の実施形態について説明する。ただし、以下に記載されている構成部品の寸法、材質、形状およびそれらの相対配置などは、発明が適用される装置の構成や各種条件により適宜変更されるべきものである。よって、この発明の範囲を以下の記載に限定する趣旨のものではない。

【0012】

本発明は、被検体から伝搬する音響波を検出し、被検体内部の特性情報を生成し、取得する技術に関する。よって本発明は、被検体情報取得装置またはその制御方法として捉えられる。本発明はまた、これらの方法をCPUやメモリ等のハードウェア資源を備える装置に実行させるプログラムや、そのプログラムを格納した、コンピュータにより読み取り可能な非一時的な記憶媒体としても捉えられる。

30

【0013】

本発明に係る被検体情報取得装置は、被検体に光（電磁波）を照射することにより被検体内で発生した音響波を受信して、被検体の特性情報を画像データとして取得する光音響効果を利用した装置を含む。この場合、取得される特性情報とは、被検体内部の組織の光学的特性の違いを反映した情報である。

【0014】

また、本発明に係る被検体情報取得装置には、被検体に超音波を送信し、被検体内部で反射した反射波（超音波エコー）を受信して、被検体情報を画像データとして取得する超音波エコー技術を利用した装置を含む。この場合、取得される被検体情報とは、被検体内部の組織の音響インピーダンスの違いを反映した情報である。

40

【0015】

本明細書における音響波とは、典型的には超音波であり、音波、光音響波と呼ばれる弾性波を含む。探触子等により音響波から変換された電気信号を音響信号とも呼ぶ。ただし、本明細書における超音波または音響波という記載には、それらの弾性波の波長を限定する意図はない。光音響効果により発生した音響波は、光音響波または光超音波と呼ばれる。光音響波に由来する電気信号を光音響信号とも呼ぶ。また、超音波エコーに由来する電気信号を超音波信号とも呼ぶ。

【0016】

本発明に係る被検体情報取得装置は、光音響撮影によって得られた画像データに基づい

50

て、超音波撮影を行う際の探触子の位置をガイドする機能を有する装置である。以降、光音響撮影によって得られた画像データを光音響画像と称し、超音波撮影によって得られた画像データを超音波画像と称する。また、光音響撮影または超音波撮影によって画像データを取得することを単に撮影と称する。なお、光音響撮影は、被検体に光を照射し、被検体内で発生した音響波に基づいて光音響画像を生成することを指す。また、超音波撮影は、被検体に超音波を送信し、反射した超音波に基づいて超音波画像を生成することを指す。

【0017】

(第一の実施形態)

図1は、第一の実施形態に係る被検体情報取得装置の構成を説明する図である。本実施形態に係る被検体情報取得装置は、光照射部1、超音波送信部2、変換素子4、画像生成部5、プローブ情報取得部6、ガイド部7、表示部8、入力部9を有して構成される。符号3は被検体である。

第一の実施形態に係る被検体情報取得装置は、被検体に超音波を送信し、反射した超音波に基づいて超音波画像を生成する超音波撮影機能を有する。また、第一の実施形態に係る被検体情報取得装置は、被検体に光を照射し、被検体内で発生した音響波に基づいて光音響画像を生成する光音響撮影機能を有する。

【0018】

光照射部1は、被検体に照射する光(典型的にはパルス光)を発生させる光源と、当該光を被検体まで導く光学系で構成される。

光源は、被写体に照射するパルス光を発生させる装置である。光源は、大出力を得るためにレーザ光源であることが望ましいが、レーザの代わりに発光ダイオードやフラッシュランプを用いることもできる。光源としてレーザを用いる場合、固体レーザ、ガスレーザ、色素レーザ、半導体レーザなど様々なものを使用できる。特に、Nd:YAGレーザやアレクサンドライトレーザなどのパルスレーザが好ましい。また、Nd:YAGレーザ光を励起光とするTi:sレーザや、OPO(Optical Parametric Oscillators)レーザを用いてもよい。

また、パルス光の波長は、被検体を構成する成分のうち特定の成分に吸収される特定の波長であって、被検体内部まで光が伝搬する波長であることが望ましい。具体的には、400nm以上1600nm以下であり、さらに、700nm以上1100nm以下であることが好ましい。この領域の光は、比較的生体深部まで到達することができるため、被検体深部の情報を得ることができる。

一方、生体表面近傍の血管を高解像度でイメージングする際には可視光を用いることが好ましい。ただし、テラヘルツ波、マイクロ波、ラジオ波領域の使用も可能である。波長変換を行うために、幅広い領域で利得を持つ媒質を用いた波長可変レーザを用いたり、互いに異なる波長の光を照射する複数の光源を組み合わせる用いたりするとよい。

また、光音響波を効果的に発生させるためには、被検体の熱特性に応じて十分短い時間に光を照射させなければならない。本実施形態に示すように被検体が生体である場合は、光源から発生するパルス光のパルス幅は1~100ナノ秒程度が好適である。

【0019】

光学系は、光源から発せられたパルス光を伝送する部材である。光源から出射された光は、レンズやミラーなどの光学部品により、所定の光分布形状に加工されながら被検体に導かれ、照射される。なお、光ファイバなどの光導波路などを用いて光を伝搬させることも可能である。

光学系は、例えば、レンズ、ミラー、プリズム、光ファイバ、拡散板、シャッター、フィルタなどの光学機器を含んでもよい。光源から発せられた光を被検体に所望の形状で照射できれば、光学系には、どのような光学部品を用いてもよい。なお、光はレンズで集光させるより、ある程度の面積に広げる方が、生体への安全性ならびに診断領域を広げられるという観点で好ましい。光学系を用いることで、パルス光のスポット形状や光密度を変更できる。

10

20

30

40

50

【0020】

超音波送信部2は、超音波を被検体3に送信する手段である。超音波送信部2は、複数の音響素子がアレイ状に配置されたものであることが好ましいが、この形態に限られない。なお、超音波送信部2は、後述する変換素子4によって兼用されてもよい。本実施形態では、超音波送信部2を独立して設ける。超音波送信部2が有する音響素子の特性は、超音波を送信可能である点を除き、後述する変換素子4と同様である。

【0021】

プローブ40は、被検体から発生した音響波を受信し、電気信号に変換するハンドヘルド型のユニットである。プローブ40は、1つ以上の変換素子4を備えて構成される。

変換素子4は、被検部の内部から到来する音響波を受信して、電気信号に変換する手段である。変換素子は、探触子、音響波探触子、音響波検出器、音響波受信器、トランスデューサとも呼ばれる。

生体から発生する音響波は、100kHzから100MHzの超音波であるため、変換素子には、上記の周波数帯を受信できる素子を用いる。具体的には、圧電現象を用いたトランスデューサ、光の共振を用いたトランスデューサ、容量の変化を用いたトランスデューサなどを用いることができる。

【0022】

また、変換素子は、感度が高く、周波数帯域が広いものを用いることが望ましい。具体的にはPZT（チタン酸ジルコン酸鉛）などを用いた圧電素子、PVDF（ポリフッ化ビニリデン）などの高分子圧電膜材料、CMUT（容量性マイクロマシン超音波トランスデューサ）、ファブリペロー干渉計を用いたものなどが挙げられる。ただし、ここに挙げたものだけに限定されず、探触子としての機能を満たすものであれば、どのようなものであってもよい。

また、プローブ40が複数の変換素子4を備える場合、1Dアレイ、1.5Dアレイ、1.75Dアレイ、2Dアレイと呼ばれるような平面又は曲面内に並ぶように変換素子4を配置することが好ましい。

【0023】

なお、プローブ40は、ハンドヘルド形であってもよいし、不図示の走査機構によって、被検体に対して相対的に移動可能に構成されていてもよい。また、本発明に係る被検体情報取得装置を光音響顕微鏡に適用する場合、プローブ40をフォーカス型プローブとしてもよい。この場合、プローブ40は被検体の表面に沿って機械的に移動可能に構成することが好ましい。また、プローブ40が機械的に移動可能である場合、照射光の照射位置を、プローブ40と同期して移動可能とすることが好ましい。また、プローブ40の内部に、変換素子4から出力されるアナログ信号を増幅する増幅器を設けてもよい。

なお、本実施形態では、光照射部1、超音波送信部2、変換素子4を別々に構成したが、各構成要素のうちのいずれかが筐体を同じくしてもよい。

【0024】

なお、図1には示していないが、被検体3は、光および音響波に対して透過性のある保持部材によって保持することが好ましい。これにより被検体形状が安定し、特性値を算出する際の精度が向上する。保持方法として、被検体をプレートにより圧迫する方式や、垂下させた乳房をカップ状の保持部材で保持する方式がある。保持部材の材質は、アクリル、ポリメチルペンテンなどが好適である。保持部材を用いる場合、保持部材とプローブの間、および、被検体と保持部材の間に、保持部材を用いない場合は、被検体とプローブの間に、音響整合効果を高めるためのマッチング材を配置することが好ましい。マッチング材としては、水、ひまし油、超音波ジェル等がある。

【0025】

画像生成部5は、被検体情報取得装置が有する各構成要素の制御を行う手段である。例えば、被検体に対する超音波送信や光照射の制御、超音波エコーや光音響波の受信制御など、装置全体の制御に関する指令を行う。また、画像生成部5は、音響波から変換された電気信号（超音波信号および光音響信号）に基づいて、被検体内部の構造情報や光学特性

10

20

30

40

50

情報といった被検体情報を取得する手段（画像取得手段）である。

【0026】

ここで、被検体に対して光音響撮影を行い、光学特性情報として、被検体内の初期音圧分布を取得する方法について説明する。

3次元空間座標上のある位置における初期音圧Pは、変換素子4から出力されたチャンネル毎の受信信号に、帯域補正用のフィルタをかけ、画像再構成を行うことで求めることができる。画像再構成の手法として、Universal Back projection (UBP) や、Filtered Back Projection (FBP) 等の公知の再構成手法を用いることができる。また、整相加算 (Delay and Sum) 処理を用いてもよい。

この画像再構成処理を、被検体内の各位置に対して行うことにより、被検体内における初期音圧分布が取得できる。初期音圧分布は、3次元分布データ（ボクセルの集合データ。3次元ボリュームデータとも呼ぶ）であってもよいし、そのうちの一断面に対応する2次元分布データ（ピクセルの集合データ）であってもよい。

【0027】

被検体内のある位置における吸収係数は、当該位置における初期音圧と、グリューナイズン定数と、当該位置に照射された光の強度（光量）の積によって求めることができる。

また、被検体内の吸収係数分布は、取得した初期音圧分布に対して、光量分布を用いた補正を行うことで求めることができる。なお、グリューナイズン定数は一定とみなすことができる。また、被検体内に到達する光の光量分布は、被検体に照射した光の分布に基づいて、被検体内部の光伝搬を考慮した計算を行うことで求めることができる。なお、その際、被検体の形状を考慮してもよい。また、単一波長の光を照射した際の同位置での複数の特性分布や、複数の波長での同位置での特性分布間に位置のずれや変形が存在する場合は、アフィン変換やFFDなどの公知な方法を用いて、複数の特性分布間で位置合わせなどを行ってもよい。

これらの特性が反映された画像は、プローブ40の位置および姿勢に関する情報（後述）をふまえ、3次元ボリュームデータとして生成される。なお、光音響顕微鏡といった、比較的小さな被検体を検査対象とする装置に本発明を適用する場合、変換素子4は一つであってもよい。

画像生成部5は、被検体内の光学特性の分布を表す光音響画像と、被検体内の音響特性の分布を表す超音波画像の双方を生成することができる。

【0028】

プローブ情報取得部6は、プローブ40の位置および姿勢に関する情報（本発明における探触子情報。以下、プローブ情報）を取得および記録し、必要に応じて読み出す手段（位置取得手段）である。プローブ情報とは、超音波画像もしくは光音響画像を取得する際における、装置に対するプローブ40の位置および姿勢に関する情報である。なお、本実施形態では、同一のプローブ内に、光照射部1、超音波送信部2、変換素子4が格納されているが、各構成要素がそれぞれ別の筐体に収納されている場合、それぞれの位置および姿勢に関する情報を収集するようにしてもよい。

【0029】

プローブ情報は、画像の再構成に利用されるほか、対応する超音波画像もしくは光音響画像と関連付けて記録される。プローブ情報は、装置が有する記憶手段に記録してもよいし、外部装置に記録してもよい。また、装置が生成する画像の形式として、DICOM形式など、被検体に付随する情報を記録可能なフォーマットを採用する場合、被検体に付随する情報としてプローブ情報を書き込んでもよい。

記録されるプローブ情報は、画像を取得したタイミングで自動的に取得してもよいし、ユーザが指定したタイミングに基づいて取得してもよい。例えば、ユーザインタフェース画面上のボタンやハードウェアボタンを押下したタイミングで生成してもよい。また、プローブ情報は、自動的に生成してもよいし、ユーザに入力させてもよい。

【0030】

ガイド部 7 は、過去に取得した超音波画像に含まれる関心領域と同じ領域を撮像するために必要なプローブ 40 の移動量および姿勢の変化量を算出し、プローブ 40 を誘導するための情報（ガイド情報）を生成する手段である。具体的な算出方法と、ガイド情報の出力方法については後述する。

【0031】

画像生成部 5、プローブ情報取得部 6、ガイド部 7 は、CPU と RAM、不揮発メモリ、制御ポートを有するコンピュータで構成してもよい。不揮発メモリに格納されたプログラムが CPU で実行されることにより前述した制御が行われる。また、画像生成部 5、プローブ情報取得部 6、ガイド部 7 は、汎用コンピュータや、専用に設計されたワークステーションによって実現されてもよい。また、これらの演算機能を担うユニットは、CPU や GPU 等のプロセッサ、FPGA チップ等の演算回路で構成されていてもよい。これらのユニットは、単一のプロセッサや演算回路から構成されるだけでなく、複数のプロセッサや演算回路から構成されていてもよい。

10

【0032】

また、当該コンピュータは、各部から出力される信号等を記憶する記憶手段を備えていてもよい。記憶手段は、ROM、磁気ディスクやフラッシュメモリなどの非一時記憶媒体や、RAM などの揮発性の媒体であってもよい。なお、これらのユニットは、1 つの記憶媒体から構成されるだけでなく、複数の記憶媒体から構成されていてもよい。

また、画像生成部 5 は、受信信号を増幅する増幅器、アナログの受信信号をデジタル化する AD 変換器、受信信号を記憶する FIFO、RAM 等のメモリ等を含んでいてもよい。このような構成は、一般的に DAS (Data Acquisition System) と呼ばれる。

20

【0033】

図 2 は、画像生成部 5、プローブ情報取得部 6、ガイド部 7 を構成するハードウェアの構成を示す図である。本実施形態では、前述した各部が、DAS 201、メモリ 202、CPU 203、GPU 204 によって構成され、システムバス 200 によって、光照射部 1、超音波送信部 2、および変換素子 4 と接続される。

【0034】

DAS 201 は、本実施形態における画像生成部 5 の一機能を担う。変換素子 4 によって生成され、DAS 201 によって処理された信号はメモリ 202 に記憶される。

30

CPU 203 および GPU 204 は、本実施形態における、画像生成部 5、プローブ情報取得部 6、ガイド部 7 のうちの機能の一部を担う。CPU 203 は、メモリ 202 に記憶されたデジタル信号に対して積算処理や補正処理などの信号処理を行うことができる。

また、GPU 204 は、CPU 203 が生成したデータに対して画像処理を適用し、画像データを生成する。なお、同様の処理は、CPU 203 でも可能である。

【0035】

表示部 8 は、画像生成部 5 が取得した情報およびその加工情報を表示する手段であり、典型的にはディスプレイ装置である。表示部 8 は、LCD や CRT、有機 EL ディスプレイなどの表示装置を用いることができる。なお、表示部 8 は、本実施形態に係る装置とは別に提供されてもよい。

40

【0036】

次に、本実施形態に係る被検体情報取得装置が、被検体である生体を撮影する方法について説明する。

光音響撮影を行う場合、光照射部 1 から発せられたパルス光を、光学系を介して被検体 3 に照射する。被検体の内部を伝搬した光のエネルギーの一部が血液などの光吸収体に吸収されると、熱膨張により当該光吸収体から音響波が発生する。生体内にがんが存在する場合は、がんの新生血管において他の正常部の血液と同様に光が特異的に吸収され、音響波が発生する。生体内で発生した光音響波は、変換素子 4 によって受信される。

また、超音波撮影を行う場合、超音波送信部 2 にて生成された超音波が被検体 3 に送信される。送信された超音波は、被検体表面や内部における、音響インピーダンスに差があ

50

る界面において反射し、変換素子4によって受信される。

【0037】

変換素子4は、音響整合材等により被検体と音響的にマッチングさせることが好ましい。複数の変換素子4の各々は、音響波を受信することにより時系列の信号を出力する。つまり、第1の音響波を受信することにより時系列の第1の信号を出力し、第2の音響波を受信することにより時系列の第2の信号を出力する。出力された信号は、画像生成部5に入力される。画像生成部5には、照射されたパルス光、または、送信された超音波に対応する信号が順次入力される。

【0038】

変換素子4によって受信され、変換された信号は、画像生成部5で解析される。例えば、超音波撮影を行う場合、被検体内において反射した超音波エコーに基づいた超音波画像を生成する。また、光音響撮影を行う場合、生体内の光学特性に関する情報（例えば、初期音圧分布や吸収係数分布）を表す三次元ボリュームデータを生成する。これらのデータは、二次元の画像に変換されたのちに表示部8を介して出力される。

【0039】

前述したように、本実施形態に係る被検体情報取得装置は、被検体に対して超音波撮影と光音響撮影の双方が可能な構成となっている。

ここで、超音波撮影を行った結果得られる超音波画像を保存し、被検者の経過観察に用いる場合を考える。超音波撮影では、被検体内の構造情報を取得することができる。すなわち、腫瘍などの存在を画像化することができる。しかし、治療の経過に伴って腫瘍が消失すると、前回取得した超音波画像が被検体内のどの位置にあるのかを把握することが困難になってしまう。すなわち、前回の撮影において観察した領域（関心領域）と同じ領域を画像化するためにプローブ40をどこに配置すればよいのかが分かりづらくなる。

【0040】

一方、光音響画像は、被検体内（生体内）における血管像を画像化できるため、位置合わせを行うための手掛かりに富んでいる。そこで、本実施形態に係る被検体情報撮影装置は、超音波撮影によって超音波画像を取得する際に、同一の範囲を対象に光音響撮影を行って光音響画像を取得し、超音波画像と光音響画像とを関連付けて記録する。

図3は、第一の実施形態に係る被検体情報取得装置が利用する画像の関係を表した図である。符号301が、記録されるデータを表す。

なお、超音波画像302と光音響画像303は、互いに画像中の座標が対応している。座標が対応していれば、どちらか片方が2次元画像であって、他方が3次元画像であってもよい。

【0041】

そして、次回以降の撮影において、光音響撮影を行いながら、現在得られている光音響画像304と、過去に取得した光音響画像303の位置関係が一致するようにプローブ40を誘導する。このようにして誘導されたプローブ40の位置および姿勢は、過去に超音波撮影を行った際のプローブ40の位置および姿勢と一致する。すなわち、当該位置において超音波撮影を行うことで、過去に撮影した関心領域を捉えた超音波画像305を取得することができる。

なお、ガイド部7は、入力部9を用いたユーザによる記録データの入力に基づいて、複数の記録データの中から過去に取得した記録データ301を選択してもよい。また、ガイド部7は、HIS (Hospital Information System) や RIS (Radiology Information System) などの病院内のシステムから現在の撮影における撮影情報を取得し、当該撮影情報に対応する、過去に取得した記録データ301を取得してもよい。すなわち、ガイド部7は、光音響画像304（および超音波画像305）の撮影情報を取得し、当該撮影情報に対応する過去に取得した記録データ301を取得してもよい。例えば、ガイド部7は、HISから撮影対象の患者IDを撮影情報として取得し、この患者IDと同一の患者IDの記録データをPACSから読み出すことにより、記録データ301を取得してもよい。撮影情報は、患者IDの他に

10

20

30

40

50

、撮影日時、撮影に用いたモダリティ、画像種別などの撮影に関するあらゆる情報を含む。

【0042】

ここで、二つの光音響画像の位置合わせを行う方法について説明する。

三次元ボリュームデータ同士的位置合わせは、公知の変形位置合わせ手法によって行うことができる。例えば、基準画像と変形画像の二つの画像を用意し、これらの画像間における変換関数を取得する。変換関数は、基準画像における任意の座標値と、これに対応する変形画像の座標との間の関係を意味する。つまり、以下の式に示すように、基準画像における任意の座標値 X_{fix} に基づいて、対応する変形画像の座標値 X_{mov} を得る関数 f として表現することができる。

$$X_{mov} = f(X_{fix})$$

【0043】

当該処理は、空間中に離散的に存在する複数の対応点に基づいて、連続的な変形を算出する処理である。当該処理は、周知の補間方法を用いて行われる。例えば、放射基底関数 (Radial Basis Function) を用いた方法や、FFD (Free Form Deformation) 法と呼ばれる B - スプラインを用いた方法がある。また、初めにアフィン変換で大まかなずれを補正した後に、FFDを用いるなど、多段階的に変形位置合わせを行ってもよい。本明細書において位置合わせとは、画像間の位置ずれ量を算出する処理を含めばよく、画像の座標系を変換したり、画像を変形したりする処理は含まなくてもよい。

また、得られた関数を用いて実際に画像を変形させ、変形の妥当性を、評価関数を用いて評価する。一般的には、正規化相互相関など、基準画像と変形画像の一致度を表すような指標を用いる。また、このようにして得られた関数 f から、対象画像の変形場を求めることができる。変形場とは、変形画像から基準画像への変形の間である。このようにすることで、過去に取得した光音響画像と現在撮影中の光音響画像との間で、画像の特徴点が一致するような変換関数を求めることができる。また、変換関数に基づいて、プローブ40を移動させるべき位置 (座標) および姿勢を算出することができる。

【0044】

すなわち、超音波画像上で特徴が消失しているような状況においても、過去に画像化した関心領域を捉えるためのプローブ40の位置および姿勢を算出し、プローブ40を誘導することが可能になる。本実施形態では、ガイド部7が、画像生成部5が生成した光音響画像と、過去に取得した光音響画像との位置合わせを行い、ガイド情報を生成および出力する。

【0045】

なお、ここでは、過去に取得した画像を基準画像、現在撮影中の画像を変形画像として変形位置合わせを行う例を挙げたが、反対に、現在撮影中の画像を基準画像とし、過去に取得した画像を変形画像としてもよい。

さらに、過去の画像と現在撮影中の画像の位置が大きく異なる場合、過去と現在の画像のボリュームデータからMIP (最大値投影) 画像を生成し、2次元画像中の各特徴点同士の一致度を見て大まかに変換を行ってから、詳細な変形位置合わせを行ってもよい。その際のMIPの投影方向として、複数の方向を用いることで、3次元的な座標の対応関係を取得してもよい。

【0046】

次に、位置合わせの結果に基づいてプローブ40を誘導する方法について説明する。

本実施形態では、ガイド部7が、光音響画像同士の変形位置合わせを行った結果と、プローブ情報取得部6が取得したプローブ情報を併用して、過去に取得した超音波画像と同じ領域を捉えるために必要なプローブ40の移動量と角度についての情報を算出する。

また、算出した情報に基づいて、プローブ40を誘導するためのグラフィカルユーザーインターフェース (GUI) を生成し、表示部8へ出力する。これにより、表示部8には、生成された画像、プローブ情報、プローブ40を移動させるべき位置および角度に関す

10

20

30

40

50

る情報が表示される。

【0047】

ここで、図4を参照し、表示部8に出力される画像について説明する。符号101は、表示部8が有する画面領域であり、PA1は、現在撮影中の光音響画像を、過去に取得した光音響画像に対して変形位置合わせした結果得られた画像である。符号102は被検体であり、符号103は血管像を表す。PA2は過去に取得した光音響画像であり、符号104は関心領域を表す。

【0048】

符号114は、プローブの現在位置を示すインジケータである。当該インジケータの位置は、現在のプローブ情報に、変形位置合わせによって得られた変換関数を適用することで算出することができる。

10

PA3は現在撮影中の光音響画像であり、符号113は変形位置合わせを行う前の血管像である。

【0049】

US1は、現在撮影中の超音波画像を、過去に取得した超音波画像に対して変形位置合わせした結果得られた画像である。US2は過去に取得した超音波画像であり、符号106は当該超音波画像における関心領域を表す。

符号105は、現在撮影中の画像において関心領域が存在する領域を表す。超音波画像に、関心領域の位置情報が関連付いて保存されている場合、符号105のような表示を行うことも可能である。

20

【0050】

また、DIGはプローブのあおり角を表す表示である。符号111は、過去に関心領域を撮影した際のプローブ40のあおり角を表し、符号112は、現在のプローブ40のあおり角を表す。角度情報は、装置を基準とした情報である。図示した二本の矢印は、装置と平行な軸、および、装置に鉛直な軸を表している。このような角度情報は、現在のプローブ情報に、変形位置合わせによって得られた変換関数を適用することで算出することができる。

【0051】

図4の例によると、符号114の位置にあるプローブ40を、符号104の位置まで移動させ、かつ、符号111と112が一致するようにあおり角を修正することで、関心領域が撮影可能になる旨を装置のユーザに示すことができる。

30

【0052】

なお、プローブ40の位置は、プローブ筐体の外形を点線で表すことで表現してもよいし、プローブの中心点を×印のようなマークで表すことで表現してもよい。また、プローブの位置を特定の方向に射影して2次元平面で表現してもよいし、3次元的位置を表現してもよい。また、プローブ情報は、表示画面中に2次元で表現してもよい。例えば、絶対角度（地面に対する角度等）を表示してもよい。

また、本例では、プローブ情報を、過去に取得した光音響画像に重畳して表示したが、プローブ情報は過去に取得した超音波画像に重畳して表示してもよい。

【0053】

40

また、本例では、過去に取得した超音波画像（US2）、現在撮影中の超音波画像（US1）、過去に取得した光音響画像（PA2）、現在撮影中の光音響画像（PA1）の4種類を出力する例を挙げた。しかし、所定の位置にプローブを誘導することができれば、必ずしもこれらの画像を全て出力する必要はない。

また、ここでは、現在撮影中の光音響画像を、過去に取得した光音響画像に対して変形させたが、過去に取得した光音響画像を、現在撮影中の光音響画像に対して変形させてもよい。この場合であっても、変換関数を利用することで、装置のユーザにプローブ40の現在位置を提示することができる。

【0054】

プローブ40を誘導するための情報は、グラフィカルに表示してもよいし、テキストや

50

数値等で出力してもよい。例えば、プローブ40を動かすべき方向と距離を、図形（または図形とテキストの組み合わせ）で提示してもよい。また、プローブ40を動かすべき方向のみを提示してもよい。また、プローブ40が所定の位置に到達したことを通知するようにしてもよい。この場合、画像に含まれる図形や文字等の色を変化させたり、点滅させたりしてもよい。さらに、音やLED光の点滅などによって、人間の五感に訴えるような方法で通知を行ってもよい。

【0055】

なお、プローブ40を誘導するための情報を生成する際に、過去に取得した光音響画像に関連付いたプローブ情報をさらに用いてもよい。変換関数のみでは、プローブ40の相対的な移動量しか算出することができないが、過去に光音響画像を取得した際のプローブ情報を併用することで、装置を基準とした絶対的な移動量（例えば、「左へ3cm移動」等）を算出することができる。

また、関心領域を撮影するために走査が必要な場合、複数の地点（例えば、始点と終点）に対してプローブ40の誘導をそれぞれ行ってもよい。

【0056】

プローブ40が所定の位置に到達したか否かは、例えば、以下のような基準によって判定することができる。

(1) プローブ40の位置（および姿勢）が、過去に光音響画像を取得した際の位置（および姿勢）に対して所定の範囲まで近づいた場合

例えば、画像同士のずれ量をリアルタイムで取得し、当該ずれ量が所定の値を下回ったか否かを判定するようにしてもよい。

【0057】

(2) 現在撮影中の光音響画像に、過去に取得した光音響画像に含まれる関心領域の少なくとも一部が含まれている場合

(3) 現在撮影中の光音響画像が、上記関心領域を含む状態となってから所定の時間が経過した場合

(4) プローブ40の焦点領域として設定された領域に、上記関心領域が含まれる状態となった場合

過去に取得した光音響画像に、関心領域に関する情報が関連付いている場合、このような判定を行うこともできる。すなわち、現在撮影中の光音響画像と、当該関心領域との位置関係に基づいて、これらの条件を満たしているか否かを判定することができる。

【0058】

なお、図4の例は、超音波撮影と光音響撮影を同時に（時分割で）行う場合の例であるが、光音響撮影を行いながら位置合わせを行い、条件を満たした場合に超音波撮影を行うモードに移行するようにしてもよい。すなわち、プローブ40の位置および姿勢が、過去に取得した超音波画像に含まれる関心領域を捉えられる位置および姿勢となった場合に、超音波の送受信を開始するようにしてもよい。例えば、入力部9を介してユーザが操作を行い、当該操作に基づいて撮影モードの切り替えを行うようにしてもよい。操作は、例えば、表示部8に表示されるディスプレイ上のボタンを介して行ってもよいし、プローブ40や装置に付随している物理的なボタンを介して行ってもよい。また、ガイド部7によって算出された情報をふまえ、自動で切り替えを行ってもよい。ここでは、プローブ40を把持する把持部に、小指もしくは親指で操作可能なボタンがあり、当該ボタンを押下することでモードの切り替えが行えるものとする。

【0059】

ここで、モードの切り替えとは、光音響画像や超音波画像のみを撮影するモードから、もう片方のモードに切り替えることを指す。例えば、初めに光音響画像を撮影している場合、光音響画像から超音波画像に切り替えることを言う。

また、どちらか片方の画像を撮影している第1のモードから、もう片方の画像を同時に撮影できる第2のモードに切り替えてもよい。さらに、第2のモードから第1のモードに切り替えてもよい。第2のモードでは、光の照射と超音波の送信を交互に行うことで、超

10

20

30

40

50

音波画像と光音響画像を同時に取得するようにしてもよい。

または、過去の画像に変形位置合わせした現在撮影中の光音響画像を表示した状態から、過去の画像に変形位置合わせした超音波画像を表示するように切り替えを行ってもよい。

なお、モードの切り替えは、ユーザが手動で行ってもよいし、システムが自動で行ってもよい。

【0060】

なお、現在のプローブ位置は、過去に取得した超音波画像上に投影してもよいし、過去に取得した光音響画像上に投影してもよい。また、現在撮影中の超音波画像上に投影してもよいし、現在撮影中の光音響画像上に投影してもよい。また、プローブ位置の投影は行わず、インジケータ等の案内表示のみを出力してもよい。

10

【0061】

次に、図5を参照して、本実施形態に係る被検体情報取得装置が行う処理の一例を説明する。図5に示したフローチャートは、過去に被検体に対する超音波撮影および光音響撮影を行い、得られた超音波画像と光音響画像の双方が関連付いて記録された状態から開始される。

【0062】

まず、ステップS101において、装置に被検体を設置する。

次に、ステップS102で、画像生成部5が、超音波画像と光音響画像の撮影を開始する。本ステップでは、光の照射と超音波の送信を交互に行う制御を行うことで、超音波画像と光音響画像を同時に取得する。

20

次に、ステップS103で、画像生成部5が、光音響画像（三次元ボリュームデータ）を生成する。なお、本ステップはリアルタイム性が求められるため、比較的簡素な処理で光音響画像を生成することが好ましい。具体的には、三次元画像同士の位置合わせが行える程度の解像度で光音響画像を生成すればよい。ここでは、リアルタイムで光音響画像を生成する処理を短時間撮影と称する。

【0063】

次に、ステップS104で、ガイド部7が、ステップS103で生成した光音響画像と、過去に撮影した光音響画像との変形位置合わせを行う。

次に、ステップS105で、ガイド部7が、変形位置合わせの結果と、現在のプローブ情報と、過去に光音響画像を撮影した際のプローブ情報とを用いて、過去の光音響画像に現在のプローブ位置を重畳した画像と、プローブのあおり角をガイドする画像を生成する。

30

【0064】

次に、ステップS106で、ガイド部7が、プローブ40の位置および姿勢が所定の状態となったか否かを判定し、判定結果に基づいて通知を行う。これによりユーザは、通知が行われたタイミングに基づいて超音波画像を観察および保存することができる。

【0065】

なお、超音波画像と光音響画像は同時に取得してもよいが、ステップS102では光音響画像の撮影のみを開始し、プローブが所定の位置および姿勢となったタイミングで撮影モードを切り替えてもよい。例えば、プローブ40が関心領域に到達した場合に通知を行い、ユーザが所定の操作を行うことで、超音波画像を撮影するモードに移行してもよい。

40

【0066】

第一の実施形態によると、超音波画像上において、時間の経過とともに特徴や目印（腫瘍など）が消失してしまうような状況においても、光音響撮影によって取得した画像を利用して、プローブを誘導するための情報を生成することができる。すなわち、関心領域を捉えるためのプローブの位置合わせを正確に行うことができ、診断対象の領域における被検体情報を精度よく取得することができる。

【0067】

（第一の実施形態の適用例）

50

第一の実施形態に係る被検体情報取得装置を、被検体として人間の腿部を撮影する装置に適用する例を挙げる。

【0068】

まず、比較対象となる超音波画像を取得するために超音波撮影を行い、同時に光音響撮影を行い、得られた光音響画像を超音波画像と関連付けて、不図示の記憶装置に記録する。本適用例では、血管像を捉えることを目的として光音響画像を取得する。従って、被検体に照射する光の波長として、オキシヘモグロビンとデオキシヘモグロビンの吸収係数が略等しい波長である797nmを選択する。得られた光音響画像は、3次元ボリュームデータとして装置に記録される。また、当該光音響画像には、関心領域を撮像した際のプローブの位置および姿勢に関する情報が関連付けられる。具体的には、光音響撮影の際にプローブに付随しているボタンを押下しながら、関心領域の開始点から終了点までを走査し、その間におけるプローブの位置および姿勢に関する情報を取得し、光音響画像と関連付けて記録する。

10

【0069】

次に、前述した超音波画像および光音響画像を取得したタイミングとは異なるタイミング（例えば手術の前後）において、光音響画像の撮影を開始する。そして、短時間撮影を行うことで光音響画像のボリュームデータを生成し、過去に取得した光音響画像に対して変形位置合わせを行う。これにより、プローブ40を誘導する情報を生成することができる。具体的には、現在のプローブの中心と筐体端点の座標を、過去の光音響画像上に座標変換して重畳表示し、さらに傾きを変換することで、過去の光音響画像上における現在のプローブの傾きを算出して表示する。

20

【0070】

（第二の実施形態）

第一の実施形態では、超音波画像と光音響画像を関連付けて記録し、光音響画像同士の位置合わせを行うことで、プローブを誘導するためのガイド情報を生成した。

しかし、かかる形態においては、光音響画像を取得する際の撮影条件を前後で同一にしなければならない。例えば、被検体に照射する光の波長が変わると、画像化する対象の光吸収体が変わる（例えば、オキシヘモグロビンとデオキシヘモグロビン等）ため、精度のよい位置合わせが行えなくなるおそれがある。よって、異なる複数回の撮影において、光音響画像を取得する際の撮影条件を異ならせることができない。

30

【0071】

一方で、位置合わせに用いた光音響画像を診断に用いる場合、異なる条件で撮影を行いたい場合がある。

第二の実施形態では、これに対応するため、図6に示したように、「超音波画像」「ナビゲーション用光音響画像」「観測用光音響画像」の三種類の画像を関連付けて記録し（符号601）、このうちのナビゲーション用光音響画像を用いて位置合わせを行う。

観測用光音響画像は、観測対象に合わせて撮影条件が変更可能な画像である。これに対し、ナビゲーション用光音響画像は、撮影条件が固定された画像である。例えば、ナビゲーション用光音響画像は、単一波長の光を照射して得られた吸収分布を表す画像であり、観測用光音響画像は、複数波長の光を照射して得られた、物質の濃度に関連する情報（濃度関連情報）を表す画像とすることができる。

40

【0072】

第二の実施形態では、光照射部1が、複数波長の光を照射可能に構成される。また、第二の実施形態では、画像生成部5が、被検体に複数波長の光を照射して得られた光音響信号に基づいて、被検体内の濃度関連情報を取得可能に構成される。すなわち、第二の実施形態に係る被検体譲歩取得装置は、被検体内における初期音圧分布、光エネルギーの吸収密度分布、吸収係数分布、物質の濃度分布といった複数の情報を得ることができる。

濃度関連情報とは、被検体内に存在する物質の濃度に関連する情報である。具体的には、酸素飽和度、酸素飽和度に吸収係数等の強度を重み付けした値、トータルヘモグロビン濃度、オキシヘモグロビン濃度、デオキシヘモグロビン濃度などである。さらに、グルコ

50

ース濃度、コラーゲン濃度、メラニン濃度、エウメラニン濃度、フェオメラニン濃度、脂肪や水の体積分率などであってもよい。

濃度関連情報は、過去に取得した観測用超音波画像と、次回以降の撮影において取得した観測用超音波画像から生成してもよいし、過去の撮影、次回以降の撮影のそれぞれにおいて、複数波長の光を照射し、生成してもよい。濃度関連情報を取得する方法は、公知の方法を用いることができる。

【0073】

次に、図7を参照して、本実施形態に係る被検体情報取得装置が行う処理のフローを説明する。図7に示したフローチャートは、過去に被検体に対する超音波撮影および超音波画像の撮影を行い、「超音波画像」と「ナビゲーション用超音波画像」と「観測用超音波画像」の三種類が関連付けて記録された状態から開始される。

10

【0074】

まず、ステップS201において、装置に被検体を設置する。

次に、ステップS202で、画像生成部5が、超音波画像と超音波画像の撮影を開始する。本ステップでは、超音波画像を取得する際に、ナビゲーション用超音波画像と観測用超音波画像の双方を取得する。

次に、ステップS203で、画像生成部5が、ナビゲーション用超音波画像（三次元ボリュームデータ）を生成する。なお、リアルタイムで超音波画像を生成するため、本ステップでは短時間撮影を行うことが好ましい。

次に、ステップS204で、ガイド部7が、ステップS203で生成したナビゲーション用超音波画像と、過去に撮影したナビゲーション用超音波画像との変形位置合わせを行う。

20

次に、ステップS205で、ガイド部7が、変形位置合わせの結果と、現在のプローブ情報と、過去に超音波画像を撮影した際のプローブ情報とを用いて、過去の超音波画像に現在のプローブ位置を重畳した画像と、プローブのあおり角をガイドする画像を生成する。

次に、ステップS206で、ガイド部7が、プローブ40の位置および姿勢が所定の状態となったか否かを判定し、判定結果に基づいて通知を行う。

【0075】

なお、本例では、超音波画像と、超音波画像（ナビゲーション用および観測用）の三種類を同時に取得する例を挙げたが、ナビゲーション用の超音波画像のみを先行して取得し、通知を行ったタイミングで他のモードに切り替え、画像の取得を続けてもよい。

30

【0076】

以上説明したように、第二の実施形態では、撮影条件が同一であるナビゲーション用の超音波画像を用いて位置合わせを行う。これにより、過去の撮影と現在の撮影とで、超音波画像の撮影条件が異なるような場合であっても、正確にプローブの誘導を行うことができる。

【0077】

なお、本実施形態では、超音波画像、ナビゲーション用超音波画像、観測用超音波画像の三種類を利用したが、超音波画像は省略してもよい。すなわち、撮影条件が固定されたナビゲーション用超音波画像と、撮影条件が可変である観測用超音波画像のみを関連付けてもよい。

40

【0078】

（第二の実施形態の適用例1）

第二の実施形態に係る被検体情報取得装置を、被検体として人間の乳房を撮影する装置に適用する例を挙げる。

【0079】

まず、比較対象となる超音波画像を取得するために超音波撮影を行い、同時に超音波画像の撮影を行い、ナビゲーション用超音波画像と観測用超音波画像を得る。得られた二種類の超音波画像は、超音波画像と関連付けて記録される。なお、ナビゲーション用のレーザ波長

50

は532nmとし、観測用のレーザ波長は797nmとする。レーザ光と超音波は交互に照射および送信してもよい。得られた光音響画像は、3次元ボリュームデータとして装置に記録される。また、当該光音響画像には、関心領域を撮像した際のプローブの位置および姿勢に関する情報が関連付けられる。

【0080】

次に、前述した超音波画像および光音響画像を取得したタイミングとは異なるタイミング（例えば手術の前後）において、光音響画像の撮影を開始する。ここでも、前述した波長を用いてナビゲーション用光音響画像と観測用光音響画像を取得する。そして、ナビゲーション用光音響画像と、過去に取得したナビゲーション用光音響画像を用いて変形位置合わせを行う。これにより、プローブ40を誘導する情報を生成することができる。具体的には、現在のプローブの中心と筐体端点の座標を、過去の光音響画像上に座標変換して重畳表示し、さらに傾きを変換することで、過去の光音響画像上における現在のプローブの傾きを算出して表示する。

10

【0081】

（第二の実施形態の適用例2）

第二の実施形態に係る被検体情報取得装置を、被検体として人間の腕を撮影する装置に適用する例を挙げる。本例では、観測用の波長によって酸素飽和度を算出することができる。

【0082】

まず、比較対象となる超音波画像を取得するために、関心領域に対して超音波撮影を行い、同時に光音響撮影を行い、ナビゲーション用光音響画像と観測用光音響画像を得る。得られた二種類の光音響画像は、超音波画像と関連付けて記録される。なお、ナビゲーション用のレーザ波長は532nmとし、観測用のレーザ波長は756nmおよび797nmとする。レーザ光と超音波は交互に照射および送信してもよい。得られた光音響画像は、3次元ボリュームデータとして装置に記録される。また、当該光音響画像には、関心領域を撮像した際のプローブの位置および姿勢に関する情報が関連付けられる。

20

【0083】

次に、前述した超音波画像および光音響画像を取得したタイミングとは異なるタイミング（例えば手術の前後）において、光音響画像の撮影を開始する。ナビゲーション用のレーザ光の波長は532nmとし、観測用のレーザ光の波長は756nmとする。そして、短時間撮影を行うことでナビゲーション用光音響画像を生成し、過去に取得したナビゲーション用光音響画像に対して変形位置合わせを行う。これにより、プローブ40を誘導する情報を生成することができる。具体的には、現在のプローブの中心と筐体端点の座標を、過去の光音響画像上に座標変換して重畳表示し、さらに傾きを変換することで、過去の光音響画像上における現在のプローブの傾きを算出して表示する。

30

また、同時に、過去に取得した光音響画像（波長797nm）と、今回取得した光音響画像（波長756nm）を用いて、酸素飽和度を算出する。

【0084】

（変形例）

なお、実施形態の説明は本発明を説明する上での例示であり、本発明は、発明の趣旨を逸脱しない範囲で適宜変更または組み合わせて実施することができる。

40

例えば、本発明は、上記手段の少なくとも一部を含む被検体情報取得装置として実施することもできる。また、本発明は、被検体情報取得装置が行う被検体情報取得方法として実施することもできる。上記処理や手段は、技術的な矛盾が生じない限りにおいて、自由に組み合わせて実施することができる。

【0085】

また、実施形態の説明では、「過去に取得した画像」という表現を用いたが、画像同士的位置合わせを行うことが有益な状況であれば、同じ撮影プロセス中に取得した画像を、過去に取得した画像として扱ってもよい。

【0086】

50

また、実施形態の説明では、超音波画像と光音響画像とを関連付けたが、超音波画像以外のモダリティによって取得した画像と光音響画像とを関連付けてもよい。

【0087】

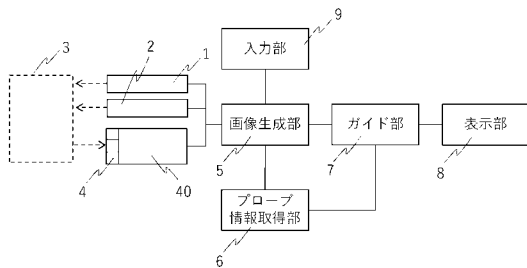
本発明は、以下の処理を実行することによっても実現される。即ち、上述した各実施形態の1以上の機能を実現するプログラムを、ネットワーク又は各種記憶媒体を介してシステム或いは装置に供給し、そのシステム或いは装置のコンピュータにおける1つ以上のプロセッサがプログラムを読み出して実行する処理でも実現可能である。また、1以上の機能を実現する回路（例えば、FPGAやASIC）によっても実現可能である。

【符号の説明】

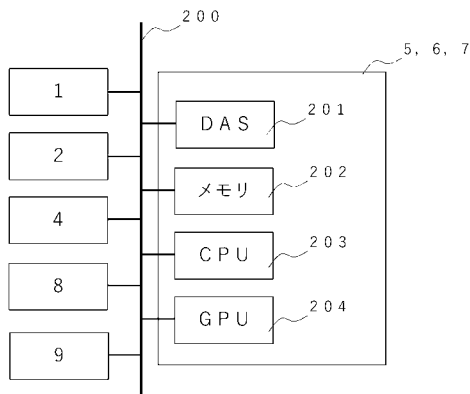
【0088】

4：変換素子、5：画像生成部、7：ガイド部

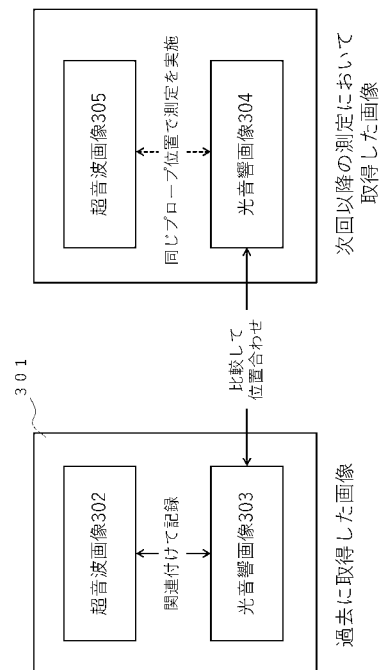
【図1】



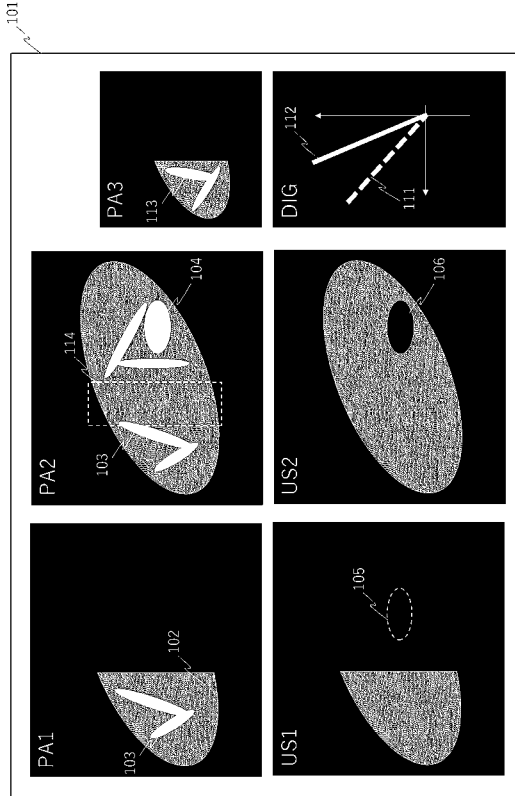
【図2】



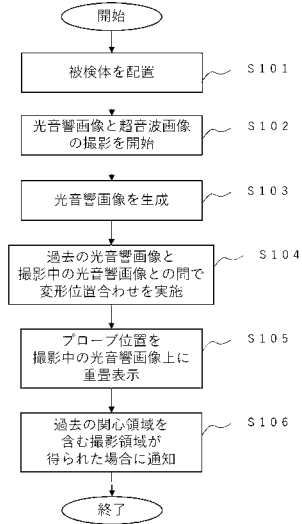
【図3】



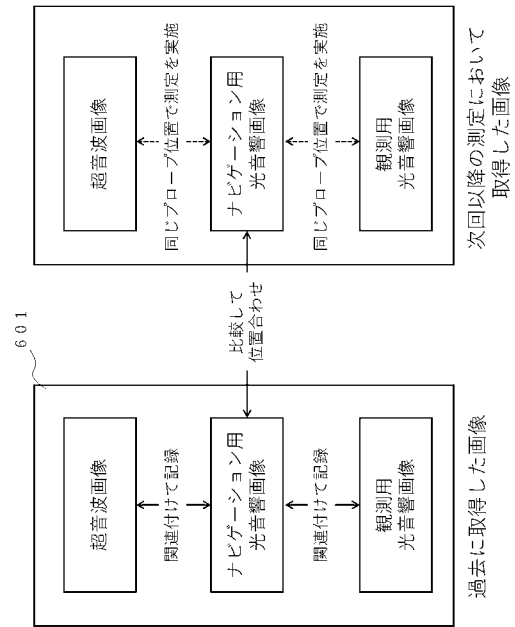
【 図 4 】



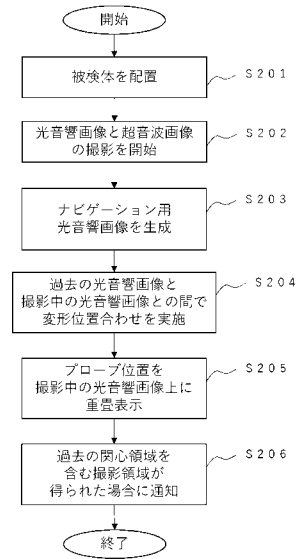
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

- (72)発明者 梅澤 孝太郎
東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内
- (72)発明者 宇都宮 紀彦
東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内
- (72)発明者 七海 隆一
東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内
- Fターム(参考) 4C601 DE16 JC16 JC20 JC37 KK10 KK21 KK24 KK31

专利名称(译)	主题信息获取装置和主题信息获取方法		
公开(公告)号	JP2019122621A	公开(公告)日	2019-07-25
申请号	JP2018005759	申请日	2018-01-17
[标]申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
申请(专利权)人(译)	佳能公司		
[标]发明人	梅澤孝太郎 宇都宮紀彦 七海隆一		
发明人	梅澤 孝太郎 宇都宮 紀彦 七海 隆一		
IPC分类号	A61B8/13		
FI分类号	A61B8/13		
F-TERM分类号	4C601/DE16 4C601/JC16 4C601/JC20 4C601/JC37 4C601/KK10 4C601/KK21 4C601/KK24 4C601/KK31		
代理人(译)	中村刚 川口义行		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

可以高精度地获得待诊断区域中的对象信息。接收从被光照射的对象产生的声波并将其转换为光声信号的探测器，以及基于光声信号获取第一光声图像的图像获取。基于装置，存储装置，用于存储与超声图像相关联的第二光声图像，包括感兴趣区域，第一光声图像和第二光声图像，信息获取装置，用于产生引导信息，该引导信息是用于引导探针相对于对象的位置和取向的信息，用于对包括在第二光声图像中的感兴趣区域进行成像。[选择]图1

