

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6062421号
(P6062421)

(45) 発行日 平成29年1月18日 (2017. 1. 18)

(24) 登録日 平成28年12月22日 (2016. 12. 22)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/12 (2006. 01)

A 6 1 B 8/12

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

請求項の数 6 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2014-507429 (P2014-507429)
 (86) (22) 出願日 平成25年3月26日 (2013. 3. 26)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2013/002037
 (87) 国際公開番号 W02013/145711
 (87) 国際公開日 平成25年10月3日 (2013. 10. 3)
 審査請求日 平成28年1月6日 (2016. 1. 6)
 (31) 優先権主張番号 特願2012-69144 (P2012-69144)
 (32) 優先日 平成24年3月26日 (2012. 3. 26)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 000109543
 テルモ株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番1号
 (74) 代理人 100076428
 弁理士 大塚 康德
 (74) 代理人 100112508
 弁理士 高柳 司郎
 (74) 代理人 100115071
 弁理士 大塚 康弘
 (74) 代理人 100116894
 弁理士 木村 秀二
 (74) 代理人 100130409
 弁理士 下山 治
 (74) 代理人 100134175
 弁理士 永川 行光

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像診断装置及びその作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波の送受信を行う超音波送受信部及び光の送受信を行う光送受信部とが配置された送受信部を有するプローブを有し、該プローブを回転自在且つ脱着可能に保持し、前記プローブを血管内に位置させた状態にて前記超音波送受信部が受信した血管組織からの反射波と、前記光送受信部が受信した血管組織からの反射光とを用いて、該血管組織の超音波断層画像及び光断層画像を生成する画像診断装置であって、

前記プローブは、前記超音波送受信部及び光送受信部の配置位置に係る情報が記憶されたメモリを有し、

前記メモリをアクセスし、当該メモリから前記配置位置に係る情報を読み出す読み出し手段と、

前記読み出し手段を介して取得した情報から、前記配置位置に応じたズレが補正された超音波断層画像、光断層画像を生成する診断画像生成手段と

を有することを特徴とする画像診断装置。

【請求項 2】

前記メモリは R F I D メモリチップであって、前記読み出し手段は R F I D リーダとすることを特徴とする請求項 1 に記載の画像診断装置。

【請求項 3】

前記メモリには、前記回転の回転軸に沿った前記超音波送受信部と光送受信部との間隔 L、又は、前記超音波送受信部が出射する超音波の送信方向と前記光送受信部が出射する

10

20

光の送信方向における、前記回転の回転方向の角度差 θ の少なくとも一方の情報が格納されていることを特徴とする請求項1又は2に記載の画像診断装置。

【請求項4】

前記メモリには、前記回転軸から前記超音波送受信部までの距離 r_0 、前記回転軸から前記光送受信部までの距離 r_1 の情報が格納されていることを特徴とする請求項3に記載の画像診断装置。

【請求項5】

前記超音波送受信部による超音波の送信方向及び前記光送受信部による光の送信方向は、前記軸方向に対する仰角が 90° に対して所定角度ずれた方向とすることを特徴とする請求項1乃至3のいずれか1項に記載の画像診断装置。

10

【請求項6】

超音波の送受信を行う超音波送受信部及び光の送受信を行う光送受信部とが配置された送受信部を有するプローブを有し、該プローブを回転自在且つ脱着可能に保持し、前記プローブを血管内に位置させた状態にて前記超音波送受信部が受信した血管組織からの反射波と、前記光送受信部が受信した血管組織からの反射光とを用いて、該血管組織の超音波断層画像及び光断層画像を生成する画像診断装置の作動方法であって、

前記プローブは、前記超音波送受信部及び光送受信部の配置位置に係る情報が記憶されたメモリを有し、

前記作動方法は、

前記メモリをアクセスし、当該メモリから前記配置位置に係る情報を所定の読み出し手段を介して取得する取得工程と、

20

前記取得工程で取得した情報から、前記配置位置に応じたズレが補正された超音波断層画像、光断層画像を生成する診断画像生成工程と

を有することを特徴とする画像診断装置の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波断並びに光による生体組織の断層画像生成技術に関するものである。

【背景技術】

【0002】

30

従来より、動脈硬化の診断や、バルーンカテーテルまたはステント等の高機能カテーテルによる血管内治療時の術前診断、あるいは、術後の結果確認のために、画像診断装置が広く使用されている。

【0003】

画像診断装置には、血管内超音波診断装置（IVUS：Intra Vascular Ultra Sound）や光干渉断層診断装置（OCT：Optical Coherence Tomography）等が含まれ、それぞれに異なる特性を有している。

【0004】

更に、最近では、IVUSの機能と、OCTの機能の両方を組み合わせた画像診断装置も提案されている（例えば、特許文献1、2参照）。このような画像診断装置によれば、高深度領域まで測定できるIVUSの特性と、高分解能で測定できるOCTの特性とを活かした断層画像を生成することができ、より精度の高い診断が期待される。

40

【0005】

かかる画像診断装置では、通常、血管内においてプローブ部を軸方向及び回転方向に動作させながら、送受信部にて超音波または光を送受信させることで断層画像の生成を行う。しかし、IVUSの送受信部及びOCT用の送受信部それぞれは、物理的な相応の設置空間を必要とするので、互いに全く同じ位置に配置することはできない。必然、両者はプローブ内の別々な位置に配置することになる。従って、両者で得られたそれぞれの血管断層像は、その配置位置に見合った分だけずれたものとなる。それ故、同じ位置、同じ視点での両者の断層像を比較できるようにするため、その位置決めの差に応じて一方の断層像

50

を調整する必要がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開平11-56752号公報

【特許文献2】特開2006-204430号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

上記の通り、プローブ内に配置するIVUSの送受信部及びOCT用の送受信部の位置決めの精度は高いほど良い。しかし、その高い位置決め精度を要求すればするほど、歩留まりが悪くなり、コスト面の問題が大きなものとなることは容易に推察されよう。

10

【0008】

本発明はかかる問題に鑑みなされたものであり、プローブにおける超音波の送受信部及び光の送受信部について高い位置決め精度を要求しないで、超音波の送受信部及び光の送受信部の相対位置に基づくズレを補正した超音波断層像、光断層像を生成することを可能ならしめる技術を提供しようとするものである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記の目的を達成するために、本発明に係る画像診断装置は以下のような構成を備える。すなわち、

20

超音波の送受信を行う超音波送受信部及び光の送受信を行う光送受信部とが配置された送受信部を有するプローブを有し、該プローブを回転自在且つ脱着可能に保持し、前記プローブを血管内に位置させた状態にて前記超音波送受信部が受信した血管組織からの反射波と、前記光送受信部が受信した血管組織からの反射光とを用いて、該血管組織の超音波断層画像及び光断層画像を生成する画像診断装置であって、

前記プローブは、前記超音波送受信部及び光送受信部の配置位置に係る情報が記憶されたメモリを有し、

前記メモリをアクセスし、当該メモリから前記配置位置に係る情報を読み出す読み出し手段と、

30

前記読み出し手段を介して取得した情報から、前記配置位置に応じたズレが補正された超音波断層画像、光断層画像を生成する診断画像生成手段とを有する。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、プローブにおける超音波の送受信部及び光の送受信部について高い位置決め精度を要求しないで、超音波の送受信部及び光の送受信部の相対位置に基づくズレを補正した超音波断層像、光断層像を生成することが可能になる。

【0011】

本発明のその他の特徴及び利点は、添付図面を参照とした以下の説明により明らかになるであろう。なお、添付図面においては、同じ若しくは同様の構成には、同じ参照番号を付す。

40

【図面の簡単な説明】

【0012】

添付図面は明細書に含まれ、その一部を構成し、本発明の実施の形態を示し、その記述と共に本発明の原理を説明するために用いられる。

【図1】本発明の一実施形態にかかる画像診断装置100の外観構成を示す図である。

【図2】プローブ部の全体構成及び先端部の断面構成を示す図である。

【図3】イメージングコアの断面構成、ならびに超音波送受信部及び光送受信部の配置を示す図である。

【図4】画像診断装置100の機能構成を示す図である。

50

【図５】信号処理部の機能構成を示す図である。

【図６】信号処理部５２８の処理手順を示すフローチャートである。

【図７】第２の実施形態におけるイメージングコアの断面構成、ならびに超音波送受信部及び光送受信部の配置を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【００１３】

以下添付図面に従って本発明に係る実施形態を詳細に説明する。

【００１４】

[第１の実施形態]

１．画像診断装置の外観構成

図１は本発明の一実施形態にかかる画像診断装置（ＩＶＵＳの機能と、ＯＣＴの機能とを備える画像診断装置）１００の外観構成を示す図である。

【００１５】

図１に示すように、画像診断装置１００は、プローブ部１０１と、スキャナ／プルバック部１０２と、操作制御装置１０３とを備え、スキャナ／プルバック部１０２と操作制御装置１０３とは、信号線１０４により各種信号が伝送可能に接続されている。

【００１６】

プローブ部１０１は、直接血管等の体腔内に挿入され、パルス信号に基づく超音波を体腔内に送信するとともに、体腔内からの反射波を受信する超音波送受信部と、伝送された光（測定光）を連続的に体腔内に送信するとともに、体腔内からの反射光を連続的に受信する光送受信部と、を備えるイメージングコアが内挿されている。画像診断装置１００では、該イメージングコアを用いることで体腔内部の状態を測定する。

【００１７】

スキャナ／プルバック部１０２は、プローブ部１０１が着脱可能に取り付けられ、内蔵されたモータを駆動させることでプローブ部１０１に内挿されたイメージングコアの軸方向及び回転方向の動作（体腔内の軸方向の動作及び回転方向の動作）を規定している。また、超音波送受信部において受信された反射波及び光送受信部において受信された反射光を取得し、操作制御装置１０３に対して送信する。

【００１８】

操作制御装置１０３は、測定を行うにあたり、各種設定値を入力するための機能や、測定により得られたデータを処理し、体腔内の断層画像として表示するための機能を備える。

【００１９】

操作制御装置１０３において、１１１は本体制御部であり、測定により得られた反射波に基づいて超音波データを生成するとともに、該超音波データに基づいて生成されたラインデータを処理することで、超音波断層画像を生成する。更に、測定により得られた反射光と光源からの光を分離することで得られた参照光とを干渉させることで干渉光データを生成するとともに、該干渉光データに基づいて生成されたラインデータを処理することで、光断層画像を生成する。

【００２０】

１１１－１はプリンタ／ＤＶＤレコーダであり、本体制御部１１１における処理結果を印刷したり、データとして記憶したりする。１１２は操作パネルであり、ユーザは該操作パネル１１２を介して、各種設定値及び指示の入力を行う。１１３は表示装置としてのＬＣＤモニタであり、本体制御部１１１において生成された断層画像を表示する。

【００２１】

２．プローブ部の全体構成及び先端部の断面構成

次に、プローブ部１０１の全体構成及び先端部の断面構成について図２を用いて説明する。図２に示すように、プローブ部１０１は、血管等の体腔内に挿入される長尺のカテーテルシース２０１と、ユーザが操作するために血管等の体腔内に挿入されることなく、ユーザの手元側に配置されるコネクタ部２０２とにより構成される。カテーテルシース２０

10

20

30

40

50

１の先端には、ガイドワイヤルーメンを構成するガイドワイヤルーメン用チューブ２０３が設けられている。カテーテルシース２０１は、ガイドワイヤルーメン用チューブ２０３との接続部分からコネクタ部２０２との接続部分にかけて連続する管腔を形成している。

【００２２】

カテーテルシース２０１の管腔内部には、超音波を送受信する超音波送受信部と光を送受信する光送受信部とが配置された送受信部２２１と、電気信号ケーブル及び光ファイバケーブルを内部に備え、それを回転させるための回転駆動力を伝達するコイル状の駆動シャフト２２２とを備えるイメージングコア２２０が、カテーテルシース２０１のほぼ全長にわたって挿通されている。

【００２３】

コネクタ部２０２は、カテーテルシース２０１の基端に一体化して構成されたシースコネクタ２０２ａと、駆動シャフト２２２の基端に駆動シャフト２２２を回転可能に固定して構成された駆動シャフトコネクタ２０２ｂとを備える。

【００２４】

シースコネクタ２０２ａとカテーテルシース２０１との境界部には、耐キンクプロテクタ２１１が設けられている。これにより所定の剛性が保たれ、急激な物性の変化による折れ曲がり（キンク）を防止することができる。

【００２５】

駆動シャフトコネクタ２０２ｂの基端は、スキャナ／プルバック部１０２に着脱可能に取り付けられる。

【００２６】

次に、プローブ部１０１の先端部の断面構成について説明する。カテーテルシース２０１の管腔内部には、超音波を送受信する超音波送受信部と光を送受信する光送受信部とが配置された送受信部２２１が配されたハウジング２２３と、それを回転させるための回転駆動力を伝送する駆動シャフト２２２とを備えるイメージングコア２２０がほぼ全長にわたって挿通されており、プローブ部１０１を形成している。

【００２７】

送受信部２２１では、体腔内組織に向けて超音波及び光を送信するとともに、体腔内組織からの反射波及び反射光を受信する。

【００２８】

駆動シャフト２２２はコイル状に形成され、その内部には電気信号ケーブル及び光ファイバケーブル（シングルモードの光ファイバケーブル）が配されている。

【００２９】

ハウジング２２３は、短い円筒状の金属パイプの一部に切り欠き部を有した形状をしており、金属塊からの削りだしやＭＩＭ（金属粉末射出成形）等により成形される。ハウジング２２３は、内部に送受信部２２１として、超音波送受信部及び光送受信部を有し、基端側は駆動シャフト２２２と接続されている。また、先端側には短いコイル状の弾性部材２３１が設けられている。

【００３０】

弾性部材２３１はステンレス鋼線材をコイル状に形成したものであり、弾性部材２３１が先端側に配されることで、イメージングコア２２０を前後移動させる際にカテーテルシース２０１内での引っかかりを防止する。

【００３１】

２３２は補強コイルであり、カテーテルシース２０１の先端部分の急激な折れ曲がりを防止する目的で設けられている。

【００３２】

ガイドワイヤルーメン用チューブ２０３は、ガイドワイヤが挿入可能なガイドワイヤ用ルーメンを有する。ガイドワイヤルーメン用チューブ２０３は、予め血管等の体腔内に挿入されたガイドワイヤを受け入れ、ガイドワイヤによってカテーテルシース２０１を患部まで導くのに使用される。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 3 】

駆動シャフト 2 2 2 は、カテーテルシース 2 0 1 に対して送受信部 2 2 1 を軸方向及び回転方向に動作させることが可能であり、柔軟で、かつ回転をよく伝送できる特性をもつ、例えば、ステンレス等の金属線からなる多重多層密着コイル等により構成されている。

【 0 0 3 4 】

3 . イメージングコアの断面構成

次に、イメージングコア 2 2 0 の断面構成、ならびに超音波送受信部及び光送受信部の配置について説明する。図 3 の a はイメージングコアの断面構成、b 及び c は超音波送受信部及び光送受信部の配置を示す図である。

【 0 0 3 5 】

図 3 の a に示すように、ハウジング 2 2 3 内に配された送受信部 2 2 1 は、超音波送受信部 3 1 0 と光送受信部 3 2 0 とを備えており、超音波送受信部 3 1 0 及び光送受信部 3 2 0 は、それぞれ、駆動シャフト 2 2 2 の回転中心軸上（図 3 の a の一点鎖線上）において軸方向に沿って配置されている。

【 0 0 3 6 】

このうち、超音波送受信部 3 1 0 は、プローブ部 1 0 1 の先端側に、また、光送受信部 3 2 0 は、プローブ部 1 0 1 の基端側に配置されており、超音波送受信部 3 1 0 の超音波送受信位置と光送受信部 3 2 0 の光送受信位置との間の距離が L となるように、ハウジング 2 2 3 内に取り付けられている。

【 0 0 3 7 】

また、超音波送受信部 3 1 0 及び光送受信部 3 2 0 は、駆動シャフト 2 2 2 の軸方向に対する、超音波送受信部 3 1 0 の超音波送信方向（仰角方向）、及び、光送受信部 3 2 0 の光送信方向（仰角方向）が、それぞれ、 90° となるようにハウジング 2 2 3 内に取り付けられている。実際には、この角度（角度 γ ）は 90° でなく、それより 2 乃至 4° だけずらしている。理由は、 90° にしてしまうと、カテーテルシース 2 0 1 による反射波、反射光を検出してしまうからである。ただし、この角度 γ は、装置構成等に応じて適宜設定すればよく、あくまで一例であり、これによって本願発明が限定されるものではない点に留意願いたい。更にまた、超音波送受信部 3 1 0 及び光送受信部 3 2 0 は、その超音波の送信方向、及び、光送信方向の回転方向の角度差が 0（ただし、0 には限らない）となるように、ハウジング 2 2 3 内に取り付けられている。

【 0 0 3 8 】

上記の如く、ハウジング 2 2 3 内に配された送受信部 2 2 1 における超音波送受信部 3 1 0 と光送受信部 3 2 0 は、軸方向に対して相対距離 L だけずれており、超音波送受信部 3 1 0 の超音波の送信方向並びに光送受信部 3 2 0 の光の送信方向における回転方向の角度差は 0 にしている。それ故、超音波並びに光干渉による血管断層像を再構築する際には、両者の間で軸方向に対する相対距離 L のずれがあるものとし、且つ、回転軸に対して角度のずれが 0 であるものと見なすアルゴリズムに従って、一方の断層像を他方の断層像に合わせて再構築すればよい。

【 0 0 3 9 】

しかしながら、実際の製造段階では、それぞれについてバラツキが発生することも事実である。すなわち、実際に製造した送受信部 3 1 0 における超音波送受信部 3 1 0 と光送受信部 3 2 0 との軸方向の距離は L より長い場合も短い場合もある。また、超音波送受信部 3 1 0 及び光送受信部 3 2 0 は、図 3 の b、c に示すように、光送信方向の回転方向を基準にした場合に 0 とはならず、 θ だけずれて取り付けられることもある。

【 0 0 4 0 】

これらバラツキの許容範囲を狭くすればするほど、上記アルゴリズムで生成される超音波断層像及び光干渉断層像の軸方向並びに回転方向のずれが小さくなり、高い精度で両者の像を同じ軸方向の位置、同じ回転方向での視点で比べることができる。しかし、この場合、製品としての歩留まりが悪くなり、結果的に高いコストが強いられることになる。

【 0 0 4 1 】

一方、製造段階でのバラツキの許容範囲を広くすればするほど、歩留まりは良くなり、コスト上の問題は解消する。しかし、逆に超音波断層像及び光干渉断層像に対する、同じ軸方向の位置、同じ回転方向での視点で比較する際の信憑性は低いものになってしまう。

【0042】

本発明は上記の問題を解消する。このため、実施形態においては、以下のように対処した。

・第1には、超音波断層像、及び、光干渉断層像を再構築するアルゴリズムでは、超音波送受信部310と光送受信部320と間の軸方向の距離 L 、及び、それらの送信する方向間の回転方向の角度差 θ を固定として処理するのではなく、それらを「引数（パラメータ）」として外部から適宜変更できるようにする。

・第2には、現実に製造されたハウジング223を検査した際の、超音波送受信部310と光送受信部320と間の軸方向の実測距離 L 、及び、それらの回転方向の実測角度差 θ をRFIDチップに書込み、そのRFIDチップ（RFIDタグとも言う）を、プローブ101における、スキャナ/プルバック部102に装着する側の適当な部位に張り付け固定する。図2に示す参照符号250が、このRFIDチップである。

・第3には、スキャナ/プルバック部102には、本体制御部111からの制御の下で動作し、このRFIDチップをアクセスし、内部記憶された距離 L 、角度差 θ に係る情報を読み出すRFIDリーダ（以下、読取部）を設ける（後述する図4の参照符号570）。なお、RFID通信技術による通信可能な距離は少なくとも数cmはあるので、プローブ101をスキャナ/プルバック部102にセットした際の、RFIDチップとRFID読取部との距離はその範囲内にあれば良い。すなわち、スキャナ/プルバック部102に設置する読取部の設置位置に高い精度は必要ない。

【0043】

なお、説明が前後するが、検査の度に、距離 L 、及び、角度差 θ をRFIDチップに書込むとすると、RFIDチップに書込みのための装置が別途必要になり、コスト面、製造に係る時間の面で不利である。そこで以下の様にしても構わない。

【0044】

予め、微細距離 ΔL 、微細角度差 $\Delta \theta$ を決め、目標距離 L に対して $\{L - n \cdot \Delta L, L - (n - 1) \cdot \Delta L, \dots, L, \dots, L + (n - 1) \cdot \Delta L, L + n \Delta L\}$ 、目標角度差 θ （実施形態では $\theta = 0$ ）に対して $\{\theta - m \cdot \Delta \theta, \theta - (m - 1) \cdot \Delta \theta, \dots, \theta, \dots, \theta + (m - 1) \cdot \Delta \theta, \theta + m \Delta \theta\}$ の組合わせが示す情報が既に書込まれた多種類のRFIDチップを事前に用意しておき、検査で得られた値からその中の1つを選択し、プローブ101の予め設定された位置に張り付ける。係る手順にすれば、コスト面、製造に係る時間短縮が期待できる。ただし、上記以外は一例であり、これによって本願発明が限定されるものではない点に留意願いたい。

【0045】

そして、実際の診断の際には、血管断層像を得るためのスキャン開始するタイミングあるいはそれ以前の適当なタイミング（例えば、プローブ101をスキャナ/プルバック部102に固定した際）、そのプローブ101上の、スキャナ/プルバック部102に接続する近傍に張り付けられたRFIDチップを、上記のRFID読取部が読み取り、この読み取った距離 L 、角度差 θ を決定し、それらを引数として断層像再構成に係る処理に設定し、超音波断層像、光干渉断層像の再構成させることになる。

【0046】

4. 画像診断装置の機能構成

次に、画像診断装置100の機能構成について説明する。図4は、IVUSの機能とOCT（ここでは、例として波長掃引型OCT）の機能とを組み合わせた画像診断装置100の機能構成を示す図である。なお、IVUSの機能と他のOCTの機能とを組み合わせた画像診断装置についても、同様の機能構成を有するため、ここでは説明を省略する。

【0047】

図示の如く、プローブ101に張り付けられたRFIDチップ250をアクセスし、記

10

20

30

40

50

憶された情報を読み取る読取部 570 が、スキャナ/プルバック部 102 に設けられている。そして、この読取部 570 は操作制御装置 103 内の信号処理部 528 に接続されていることに注意されたい。

【0048】

(1) I V U S の機能

イメージングコア 220 は、先端内部に超音波送受信部 310 を備えており、超音波送受信部 310 は、超音波信号送受信器 552 より送信されたパルス波に基づいて、超音波を生体組織に送信するとともに、その反射波（エコー）を受信し、アダプタ 502 及びスリップリング 551 を介して超音波エコーとして超音波信号送受信器 552 に送信する。

【0049】

なお、スリップリング 551 の回転駆動部側は回転駆動装置 504 のラジアル走査モータ 505 により回転駆動される。また、ラジアル走査モータ 505 の回転角度は、エンコーダ部 506 により検出される。更に、スキャナ/プルバック部 102 は、直線駆動装置 507 を備え、信号処理部 528 からの信号に基づいて、イメージングコア 220 の軸方向動作を規定する。

【0050】

超音波信号送受信器 552 は、送信波回路と受信波回路とを備える（不図示）。送信波回路は、信号処理部 528 から送信された制御信号に基づいて、イメージングコア 220 内の超音波送受信部 310 に対してパルス波を送信する。

【0051】

また、受信波回路は、イメージングコア 220 内の超音波送受信部 310 より超音波信号を受信する。受信された超音波信号はアンプ 553 により増幅された後、検波器 554 に入力され検波される。

【0052】

更に、A/D変換器 555 では、検波器 554 より出力された超音波信号を 30.6 MHz で 200 ポイント分サンプリングして、1 ライン（回転中心位置から放射線上に延びるライン）のデジタルデータ（超音波データ）を生成する。なお、ここでは、30.6 MHz としているが、これは音速を 1530 m/sec としたときに、深度 5 mm に対して 200 ポイントサンプリングすることを前提として算出されたものである。したがって、サンプリング周波数は特にこれに限定されるものではない。

【0053】

A/D変換器 555 にて生成されたライン単位の超音波データは信号処理部 528 に入力される。信号処理部 528 では、超音波データをグレースケールに変換することにより、血管等の体腔内の各位置での超音波断層画像を形成し、所定のフレームレートで LCD モニタ 113 に出力する。

【0054】

なお、信号処理部 528 はモータ制御回路 529 と接続され、モータ制御回路 529 のビデオ同期信号を受信する。信号処理部 528 では、受信したビデオ同期信号に同期して超音波断層画像の構築を行う。

【0055】

また、このモータ制御回路 529 のビデオ同期信号は、回転駆動装置 504 にも送られ、回転駆動装置 504 はビデオ同期信号に同期した駆動信号を出力する。

【0056】

(2) 波長掃引型 OCT の機能

508 は波長掃引光源 (Swept Laser) であり、SOA 515 (semiconductor optical amplifier) とリング状に結合された光ファイバ 516 とポリゴンスキャニングフィルタ (508b) よりなる、Extended-cavity Laser の一種である。

【0057】

SOA 515 から出力された光は、光ファイバ 516 を進み、ポリゴンスキャニングフ

10

20

30

40

50

フィルタ508bに入り、ここで波長選択された光は、SOA515で増幅され、最終的にcoupler514から出力される。

【0058】

ポリゴンスキャニングフィルタ508bでは、光を分光する回折格子512とポリゴンミラー509との組み合わせで波長を選択する。具体的には、回折格子512により分光された光を2枚のレンズ(510、511)によりポリゴンミラー509の表面に集光させる。これによりポリゴンミラー509と直交する波長の光のみが同一の光路を戻り、ポリゴンスキャニングフィルタ508bから出力されることとなる。つまり、ポリゴンミラー509を回転させることで、波長の時間掃引を行うことができる。

【0059】

ポリゴンミラー509は、例えば、32面体のミラーが使用され、回転数が5000rpm程度である。ポリゴンミラー509と回折格子512とを組み合わせた波長掃引方式により、高速、高出力の波長掃引が可能である。

【0060】

Coupler514から出力された波長掃引光源508の光は、第1のシングルモードファイバ540の一端に入射され、先端側に伝送される。第1のシングルモードファイバ540は、途中の光カップラ部541において第2のシングルモードファイバ545及び第3のシングルモードファイバ544及び第6のシングルモードファイバ546と光学的に結合されている。

【0061】

第1のシングルモードファイバ540の光カップラ部541より先端側には、非回転部(固定部)と回転部(回転駆動部)との間を結合し、光を伝送する光ロータリジョイント(光カップリング部)503が回転駆動装置504内に設けられている。

【0062】

更に、光ロータリジョイント(光カップリング部)503内の第4のシングルモードファイバ542の先端側には、プローブ部101の第5のシングルモードファイバ543がアダプタ502を介して着脱自在に接続されている。これによりイメージングコア220内に挿通され回転駆動可能な第5のシングルモードファイバ543に、波長掃引光源508からの光が伝送される。

【0063】

伝送された光は、イメージングコア220の光送受信部320から生体管腔内の生体組織に対してラジアル走査しながら照射される。そして、生体組織の表面あるいは内部で散乱した反射光の一部がイメージングコア220の光送受信部320により取り込まれ、逆の光路を経て第6のシングルモードファイバ546側に戻る。さらに、光カップラ部541によりその一部が第2のシングルモードファイバ545側に移り、第2のシングルモードファイバ545の一端から出射された後、光検出器(例えばフォトダイオード524)にて受光される。

【0064】

なお、光ロータリジョイント503の回転駆動部側は回転駆動装置504のラジアル走査モータ505により回転駆動される。また、ラジアル走査モータ505の回転角度は、エンコーダ部506により検出される。更に、スキャナ/プルバック部102は、直線駆動装置507を備え、信号処理部528からの指示に基づいて、イメージングコア220の軸方向動作を規定する。

【0065】

一方、第3のシングルモードファイバ544の光カップラ部541と反対側の先端には、参照光の光路長を微調整する光路長の可変機構532が設けられている。

【0066】

この光路長の可変機構532はプローブ部101を交換して使用した場合の個々のプローブ部101の長さのばらつきを吸収できるよう、その長さのばらつきに相当する光路長を変化させる光路長変化手段を備えている。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 7 】

第3のシングルモードファイバ544およびコリメートレンズ518は、その光軸方向に矢印523で示すように移動自在な1軸ステージ522上に設けられており、光路長変化手段を形成している。

【 0 0 6 8 】

具体的には、1軸ステージ522はプローブ部101を交換した場合に、プローブ部101の光路長のばらつきを吸収できるだけの光路長の変換範囲を有する光路長変化手段として機能する。さらに、1軸ステージ522はオフセットを調整する調整手段としての機能も備えている。例えば、プローブ部101の先端が生体組織の表面に密着していない場合でも、1軸ステージにより光路長を微小変化させることにより、生体組織の表面位置からの反射光と干渉させる状態に設定することが可能である。

10

【 0 0 6 9 】

1軸ステージ522で光路長が微調整され、グレーティング519、レンズ520を介してミラー521にて反射された光は第3のシングルモードファイバ544の途中に設けられた光カップラ部541で第6のシングルモードファイバ546側から得られた光と混合されて、フォトダイオード524にて受光される。

【 0 0 7 0 】

このようにしてフォトダイオード524にて受光された干渉光は光電変換され、アンプ525により増幅された後、復調器526に入力される。この復調器526では干渉した光の信号部分のみを抽出する復調処理を行い、その出力は干渉光信号としてA/D変換器527に入力される。

20

【 0 0 7 1 】

A/D変換器527では、干渉光信号を例えば180MHzで2048ポイント分サンプリングして、1ラインのデジタルデータ(干渉光データ)を生成する。なお、サンプリング周波数を180MHzとしたのは、波長掃引の繰り返し周波数を40kHzにした場合に、波長掃引の周期(12.5μsec)の90%程度を2048点のデジタルデータとして抽出することを前提としたものであり、特にこれに限定されるものではない。

【 0 0 7 2 】

A/D変換器527にて生成されたライン単位の干渉光データは、信号処理部528に入力される。測定モードの場合、信号処理部528では干渉光データをFFT(高速フーリエ変換)により周波数分解して深さ方向のデータ(ラインデータ)を生成し、これを座標変換することにより、血管等の体腔内の各位置での光断層画像を構築し、所定のフレームレートでLCDモニタ113に出力する。

30

【 0 0 7 3 】

信号処理部528は、更に光路長調整手段制御装置530と接続されている。信号処理部528は光路長調整手段制御装置530を介して1軸ステージ522の位置の制御を行う。

【 0 0 7 4 】

5. 信号処理部の機能構成

次に、画像診断装置100の信号処理部528において、断層画像を構築するための、信号処理部528の機能構成について図5を用いて説明する。なお、以下に説明する構築処理は、専用のハードウェアを用いて実現されてもよいし、ソフトウェアにより(コンピュータがプログラムを実行することにより)実現されてもよい。

40

【 0 0 7 5 】

図5は、画像診断装置100の信号処理部528における構築処理を実現するための機能構成ならびに関連する機能ブロックを示した図である。

【 0 0 7 6 】

制御部605は、スキャンに先立ち、読取部570を制御し、スキャナ/プルバック部102の読取部570を制御し、プローブ部101に設けられたRFIDチップに格納されたセンサ間距離L、並びに、それぞれのセンサの回転方向の送信方向の角度差θを読み

50

取り、超音波断層構築部 6 1 3、光断層像構築部 6 0 3 の一方にそれらをパラメータとして設定する。例えば、光断層像構築部 6 0 3 で構築する断層像を基準とするのであれば、超音波断層像 6 1 3 に対して、生成する断層像は L だけ軸方向にずらし、 θ だけ血管の軸を基準に回転させた断層像を作成するように設定する。

【 0 0 7 7 】

図 5 に示すように、A / D 変換器 5 2 7 で生成された干渉光データ 6 2 1 は、信号処理部 5 2 8 内のラインデータ生成部 6 0 1 において、モータ制御回路 5 2 9 から出力されるラジアル走査モータ 5 0 5 のエンコーダ部 5 0 6 の信号を用いて、ラジアル走査 1 回転あたりのライン数が 5 1 2 本となるように処理される。

【 0 0 7 8 】

なお、ここでは一例として、5 1 2 ラインから光断層画像を構築することとしているが、このライン数に限定されるものではない。

【 0 0 7 9 】

ラインデータ生成部 6 0 1 より出力されたラインデータ 6 2 2 は、制御部 6 0 5 からの指示に基づいて、ラジアル走査 1 回転分ごとに、ラインデータメモリ 6 0 2 に格納される。このとき、制御部 6 0 5 では、直線駆動装置 5 0 7 の移動量検出器より出力されたパルス信号 6 4 1 をカウントしておき、ラインデータ 6 2 2 をラインデータメモリ 6 0 2 に格納する際、それぞれのラインデータ 6 2 2 を生成した際のカウント値を対応付けて格納する。

【 0 0 8 0 】

カウント値と対応付けて格納されたラインデータ 6 2 3 は、制御部 6 0 5 からの指示に基づいて、光断層画像構築部 6 0 3 にて各種処理（ライン加算平均処理、フィルタ処理等）が施された後、順次光断層画像 6 2 4 として出力される。

【 0 0 8 1 】

更に、画像処理部 6 0 4 において、LCD モニタ 1 1 3 に表示するための画像処理が施された後、光断層画像 6 2 5 として LCD モニタ 1 1 3 に出力される。

【 0 0 8 2 】

同様に、A / D 変換器 5 5 5 で生成された超音波データ 6 3 1 は、信号処理部 5 2 8 内のラインデータ生成部 6 1 1 において、モータ制御回路 5 2 9 から出力されるラジアル走査モータ 5 0 5 のエンコーダ部 5 0 6 の信号を用いて、ラジアル走査 1 回転あたりのライン数が 5 1 2 本となるように処理される。

【 0 0 8 3 】

ラインデータ生成部 6 1 1 より出力されたラインデータ 6 3 2 は、制御部 6 0 5 からの指示に基づいて、ラジアル走査 1 回転分ごとに、ラインデータメモリ 6 1 2 に格納される。このとき、制御部 6 0 5 では、直線駆動装置 5 0 7 の移動量検出器より出力されたパルス信号 6 4 1 をカウントしておき、ラインデータ 6 3 2 をラインデータメモリ 6 1 2 に格納する際、それぞれのラインデータ 6 3 2 を生成した際のカウント値を対応付けて格納する。

【 0 0 8 4 】

カウント値と対応付けて格納されたラインデータ 6 3 3 は、制御部 6 0 5 からの指示に基づいて、超音波断層画像構築部 6 1 3 にて各種処理（ライン加算平均処理、フィルタ処理等）が施された後、軸方向に対する距離 L だけのシフト、並びに、 $R\theta$ 変換した超音波断層画像 6 3 4 として、画像処理部 6 0 4 に順次出力する。画像処理部 6 0 4 では、LCD モニタ 1 1 3 に表示するための画像処理を施した後、超音波断層画像 6 3 5 として LCD モニタ 1 1 3 に出力する。

【 0 0 8 5 】

上記を踏まえ、制御部 6 0 5 の処理は結局のところ、図 6 に示すフローチャートに従った処理を行うこととなる。

【 0 0 8 6 】

まず、ステップ S 1 0 1 にいて、スキンの指示があるか否かを判定する。スキン指

10

20

30

40

50

示があると判定した場合、ステップS102において、制御部605は読取部570を制御し、プローブ部101のRFIDチップに記憶されたセンサ間距離L、並びに、それぞれのセンサの回転方向の送信方向の角度差 θ を取得する。この後、ステップS103にて、超音波断層像、光干渉断層像の構築処理に、取得したL、 θ をパラメータとして設定する。この後は、それぞれの断層像再構成処理を実行し、表示処理を行う。

【0087】

なお、スキャンして得られたデータを、将来再使用することも有り得る。この場合には、スキャン時に設定した設定情報、A/D変換527、555で得られたデジタルデータに加え、設定したL、 θ は勿論のこと、場合によっては角度 γ を含むファイルを外部記憶装置（ハードディスク等）に格納すれば良い。

10

【0088】

以上説明したように、実施形態によれば、プローブにおける超音波の送受信部及び光の送受信部について高い位置決め精度を要求しないで、超音波の送受信部及び光の送受信部の相対位置に基づくズレを補正した超音波断層像、光断層像を生成することが可能になる。しかも、操作者には格別な作業を強いることもない。

【0089】

なお、上記実施形態では、センサ間距離L、センサの回転方向の送信方向の角度差 θ の両方をRFIDチップに格納しているものとして説明したが、いずれか一方がコスト面の十分に高い精度で位置決めでき、もう一方がそうはならない場合、後者の値をRFIDチップに格納するようにしても良い。

20

【0090】

また、場合によっては、RFIDチップに、L、 θ だけでなく、角度 γ をも書込んで良い。角度 γ をRFIDに書込んだ場合には、その角度 γ を読み込んだ際に、その角度 γ を加味できるので、より精度の高い断層像を作成することができる。

【0091】

[第2の実施形態]

上記第1の実施形態では、超音波送受信部310及び光送受信部320を回転中心軸上において軸方向に沿って配置するものとした。しかし、ハウジング233に超音波送受信部310、光送受信部320を収容・固定する際に、回転中心位置から多少のズレを許容しても良い。図7の7Aは、超音波送受信部310における超音波を送受信する位置が、回転軸から r_0 だけズレた状態を示している。図7の7Bは光送受信部320における光を送受信する位置が、回転軸から r_1 だけズレた状態を示している。これら図7の7A及び7Bは、第1の実施形態で示した図3のb及びcに対応するものとして理解されたい。従って、図示の θ は、第1の実施形態と同じ意味を持つ。

30

【0092】

超音波並びに光によるそれぞれの断層像は、それぞれの送受信部からの距離として再構成して得られるものであるから、図示の r_0 、 r_1 が判明した場合には、そのズレに見合った補正を行うことで、正しい断層像を得ることができるのは理解できよう。

【0093】

従って、ハウジング233に超音波送受信部310、光送受信部320を収容・固定する際に、回転中心位置から多少のズレを許容する場合には、製造して得られたプローブの図示の r_0 、 r_1 を実測し、その r_0 、 r_1 と共に先に示した θ 、Lを記憶保持したRFIDチップをそのプローブに張り付ければ良い。当然、図6のステップS102では、L、 θ だけでなく、 r_0 、 r_1 をも取得する処理を行なう。そして、ステップS103では、L、 θ に加えて、 r_0 、 r_1 をも含めて、断層像再構成処理を行うようにすればよい。

40

【0094】

以上のように、本第2の実施形態によれば、ハウジング233に超音波送受信部310、光送受信部320を収容・固定する際に、回転中心位置から多少のズレを許容するものとしたので、高い精度の断層像を再構成することを維持しながらも、先に説明した第1の実施形態と比較し、更に歩留まりが良くすることが可能になる。

50

【 0 0 9 5 】

また、上記第 1、第 2 の実施形態では、情報記憶媒体として R F I D チップを例に示した。R F I D チップは非常に小さくでき有用であるので望ましい形態ではあるが、例えば、 L 、 θ （第 2 のの実施形態に適用するのであれば、更に、 r_0 、 r_1 ）の値を含む 2 次元バーコードのシールをプローブ部 1 0 1 の適当な位置に張り付けても良い。この場合、読取部 5 7 0 はバーコードを読み取ることになる。

【 0 0 9 6 】

また、上記第 1、第 2 の実施形態では、R F I D チップ内の情報を読み取るタイミングとして、スキャン開始指示があった場合としたが、本体制御部 1 1 1 の電源 O N 時、或いは、スキャナノブルバック部 1 0 2 にプローブ部 1 0 1 を装着したことを検出したタイミ

10

【 0 0 9 7 】

さらにまた、信号処理部 5 2 8 の処理は、幾つかのハードウェアを必要とするものの、その多くは、信号処理部 5 2 8 における制御部 6 0 5 が実行するアプリケーションで実現できる。従って、本願発明は、コンピュータに実行させるためのプログラム、並びに、そのプログラムを格納したコンピュータ可読記憶媒体をその範疇とすることは明らかである。

【 0 0 9 8 】

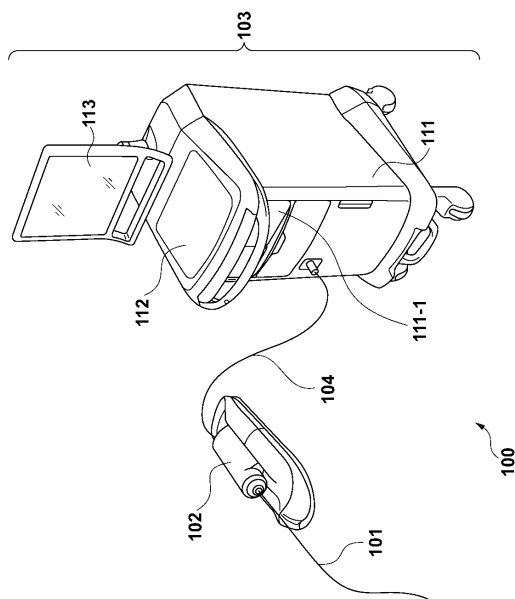
本発明は上記実施の形態に制限されるものではなく、本発明の要旨及び範囲から離脱することなく、様々な変更及び変形が可能である。従って、本発明の範囲を公にするために、以下の請求項を添付する。

20

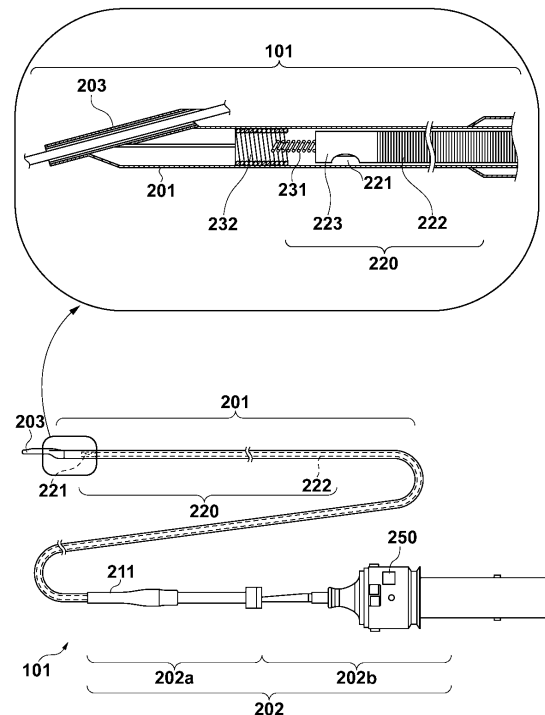
【 0 0 9 9 】

本願は、2 0 1 2 年 3 月 2 6 日提出の日本国特許出願特願 2 0 1 2 - 0 6 9 1 4 4 を基礎として優先権を主張するものであり、その記載内容の全てを、ここに援用する。

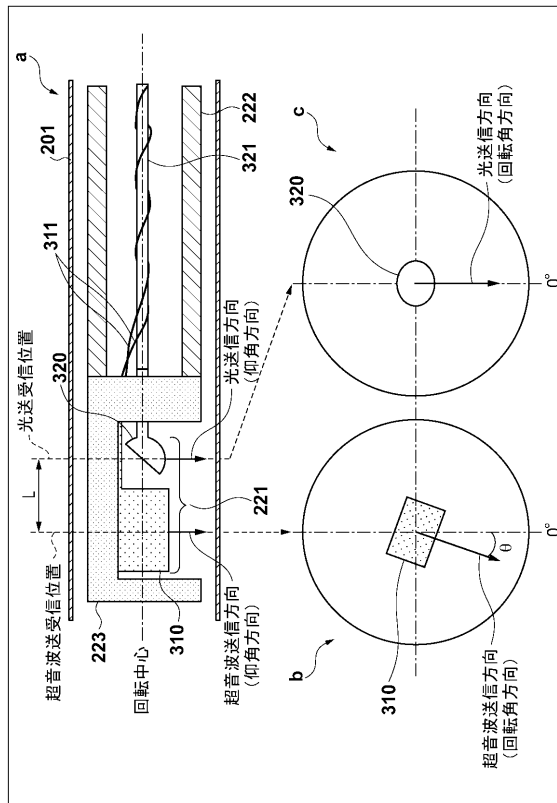
【 図 1 】



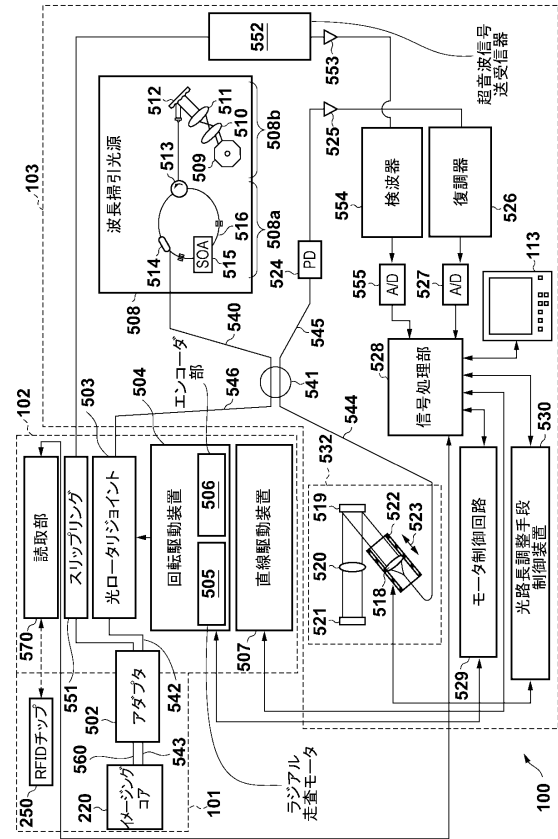
【 図 2 】



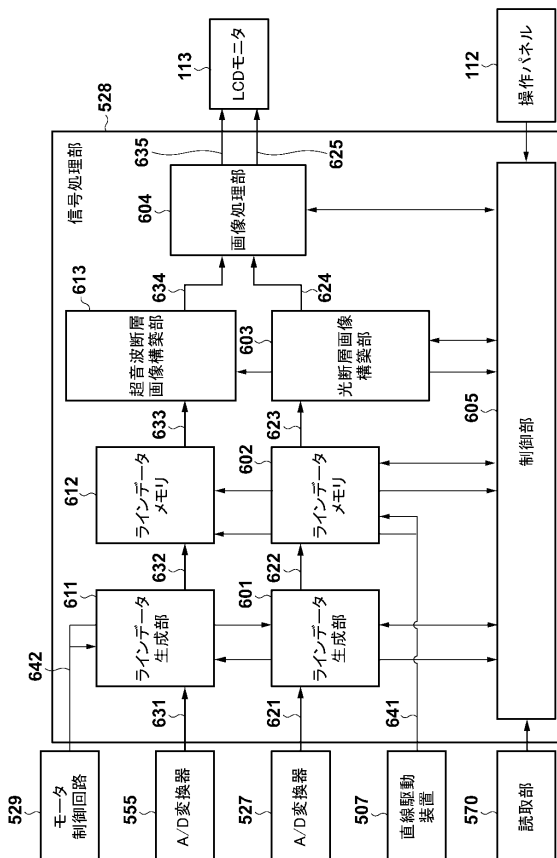
【図3】



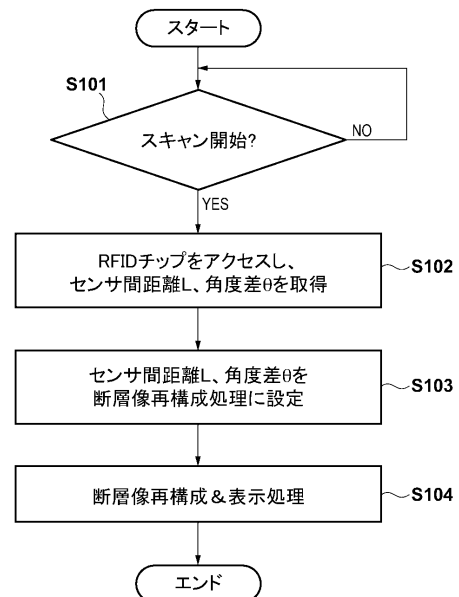
【図4】



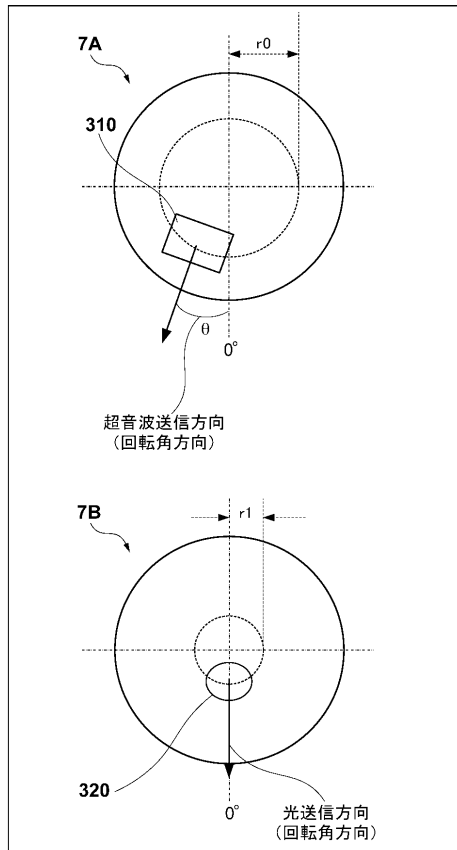
【図5】



【図6】



【図 7】



フロントページの続き

(72)発明者 金子 賢二

神奈川県足柄上郡中井町井ノ口 1 5 0 0 番地 テルモ株式会社内

審査官 右▲高▼ 孝幸

(56)参考文献 特開 2 0 0 4 - 3 5 1 2 1 4 (J P , A)

特開 2 0 0 7 - 1 0 5 4 5 0 (J P , A)

特表 2 0 1 1 - 5 1 9 6 8 9 (J P , A)

特表 2 0 1 0 - 5 0 8 9 7 3 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 1 2

A 6 1 B 1 / 0 0

专利名称(译)	图像诊断设备及其操作方法		
公开(公告)号	JP6062421B2	公开(公告)日	2017-01-18
申请号	JP2014507429	申请日	2013-03-26
[标]申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
[标]发明人	金子賢二		
发明人	金子 賢二		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00		
CPC分类号	A61B8/12 A61B5/0035 A61B5/0066 A61B5/0084 A61B8/4416 A61B8/445 A61B8/4461		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.D		
代理人(译)	大冢康弘 下山 治 永川 行光		
优先权	2012069144 2012-03-26 JP		
其他公开文献	JPWO2013145711A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明能够生成超声波断层图像和光学断层图像，在所述超声波断层图像和光学断层图像之间校正了基于探头中的超声波发送/接收单元和光发送/接收单元的相对位置的位移，而不需要高的定位精度超声波收发部以及光收发部。为此，对于具有超声波发送/接收单元和光发送/接收单元的探测器部件（101），RFID芯片（250）存储距离在超声波收发部与光收发部之间的旋转轴方向上的长度（L），以及超声波发送方向与光的发送方向的旋转方向之间的角度差（ θ ）。操作控制装置（103）的信号处理单元（528）经由读取单元（570）获取存储在RFID芯片（250）中的信息，并构建并显示容纳距离（L）和角度差（ θ ）。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特 許 公 報(B2)	(11) 特許番号 特許第6062421号 (P6062421)
(45) 発行日 平成29年1月18日(2017.1.18)	(24) 登録日 平成28年12月22日(2016.12.22)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 1/00 (2006.01)	F 1 A 6 1 B 8/12 A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	
請求項の数 6 (全 16 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-507429(P2014-507429)	(73) 特許権者 000109543 テルモ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番1号	
(86) (22) 出願日 平成25年3月26日(2013.3.26)		
(86) 国際出願番号 PCT/JP2013/002037	(74) 代理人 100076428 弁理士 大塚 康徳	
(87) 国際公開番号 W02013/145711	(74) 代理人 100112508 弁理士 高柳 司郎	
(87) 国際公開日 平成25年10月3日(2013.10.3)	(74) 代理人 100115071 弁理士 大塚 康弘	
審査請求日 平成28年1月6日(2016.1.6)	(74) 代理人 100116894 弁理士 木村 秀二	
(31) 優先権主張番号 特願2012-69144(P2012-69144)	(74) 代理人 100130409 弁理士 下山 治	
(32) 優先日 平成24年3月26日(2012.3.26)	(74) 代理人 100134175 弁理士 永川 行光	
(33) 優先権主張国 日本国(JP)		
(54) 【発明の名称】 画像診断装置及びその操作方法		
最終頁に続く		

最終頁に続く