

(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2015-173922
(P2015-173922A)

(43) 公開日 平成27年10月5日(2015.10.5)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2014-54133 (P2014-54133)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成26年3月17日 (2014. 3. 17)		株式会社東芝
			東京都港区芝浦一丁目1番1号
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘
		(74) 代理人	100103034
			弁理士 野河 信久
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100153051
			弁理士 河野 直樹
		(74) 代理人	100140176
			弁理士 砂川 克

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波診断装置制御方法

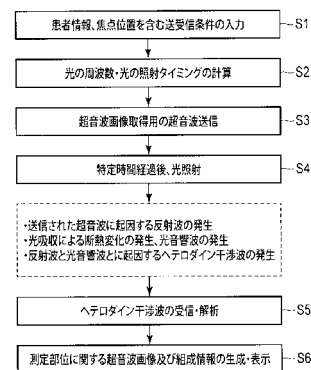
(57) 【要約】

【課題】従来に比して空間分解能が高い超音波画像と共に、生体特定部位の代謝情報などの組成情報を生成することができる超音波診断装置を提供すること。

【解決手段】一実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ、駆動信号発生部、制御部、受信部、解析部を具備する。超音波プローブは、供給される駆動信号にตอบสนองして、被検体内の対象に向けて超音波を送信し、被検体内からの超音波を受信する。光照射部は、対象に向けて特定波長成分を含む光を照射する。制御部は、駆動信号の発生タイミング及び光の照射タイミングを制御する。受信部は、送信された超音波に起因する第1の反射波と、照射された光を対象が吸収することで発生する光音響波と、の干渉によって発生する第2の反射波を、前記超音波プローブを介して受信する。解析部は、第2の反射波から光音響波を抽出し、対象の位置を解析する。

【選択図】 図4

図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

供給される駆動信号に応答して、被検体内の対象に向けて超音波を送信し、前記被検体内からの超音波を受信する超音波プローブと、
 前記駆動信号を発生する駆動信号発生部と、
 前記対象に向けて特定波長成分を含む光を照射する光照射部と、
 前記駆動信号の発生タイミング及び前記光の照射タイミングを制御する制御部と、
 前記送信された超音波に起因する第 1 の反射波と、前記照射された光を前記対象が吸収することで発生する光音響波と、の干渉によって発生する第 2 の反射波を、前記超音波プローブを介して受信する受信部と、
 前記第 2 の反射波から前記光音響波を抽出し、前記対象の位置を解析する解析部と、
 を具備することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記制御部は、前記超音波が送信されてから特定時間経過後に、前記光が照射されるように、前記光照射部を制御することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記制御部は、前記送信された超音波が前記対象を基準として設定された位置まで到達する時間を、前記特定時間とすることを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記光照射部は、前記光を駆動周波数 n_1 が 500 kHz 乃至 1.5 MHz の範囲で強度変化させ、
 前記駆動信号発生部は、前記駆動信号を周波数 n_2 が 10 MHz 乃至 20 MHz の範囲で発生し、
 前記駆動周波数 n_1 と周波数 n_2 の相対関係が $0.85 < (n_2 - n_1) / n_2 < 1.0$ にあること、
 を特徴とする特許請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記制御部は、前記送信される超音波のバーストタイムを制御することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

超音波プローブを用いて、供給される駆動信号に応答して被検体内の対象に向けて超音波を送信させると共に、前記被検体内からの超音波を受信させ、
 前記駆動信号を発生させ、
 前記対象に向けて特定波長成分を含む光を照射させ、
 前記送信された超音波に起因する第 1 の反射波と、前記照射された光を前記対象が吸収することで発生する光音響波と、の干渉によって発生する第 2 の反射波を、前記超音波プローブを介して受信させ、
 前記第 2 の反射波から前記光音響波を抽出させ、
 前記対象の位置を解析させること、
 を具備することを特徴とする超音波診断装置制御方法。

30

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置及び超音波診断装置制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

生体内部を非侵襲に測定する技術にはさまざまな手法がある。その一つである光計測は、被爆の問題がなく、波長を選択することにより計測対象である化合物を選択できるという利点を有している。光計測の一分野として、例えば光音響効果を利用して生体の内部情報が増加する光音響 (PAS) 画像化装置が知られている (例えば、特許文献 1 参照)。

50

この光音響画像化装置においては、例えばパルスレーザ光装置等の光を生体内に照射し、その光を吸収した生体組織が断熱変化で膨張して発生した光音響波を、超音波プローブ等で検出し、検出信号に基づいて生体内部情報を可視化する。

【0003】

一方、超音波プローブを用いた超音波エコー装置（超音波診断装置）も、非侵襲に生体内部の情報を画像化することができる技術として、よく知られている（例えば、特許文献2参照）。この種の超音波プローブは、先端に超音波トランスデューサを備えており、超音波トランスデューサから生体に放たれた超音波の反射波を超音波トランスデューサで受信して、検出信号を演算処理することで生体内画像を得ることができる。

【0004】

また、超音波プローブは音響波を検出可能なデバイスであることから、例えば光音響画像と超音波画像の双方を検出する装置が提案されている（例えば、特許文献3参照）。この装置は、超音波プローブに被検体に向けて光を放つ光照射部を備え、当該光照射部からの光を受けて生体内部から発せられた音響波を、超音波トランスデューサにより検出し、利用するものである。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2005-21380号公報

【特許文献2】特開平6-148154号公報

【特許文献3】特開20012-192021号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、超音波の適正周波数範囲が10～20MHzであるのに対して、音響波は0.5～1.5MHzに分布している。このため、超音波プローブが備える超音波トランスデューサのインピーダンスを、超音波画像生成に用いる超音波と音響波との両方の周波数に合わせることは、困難である。また、超音波診断装置では、反射波が断面領域情報に特定されるのに対して、光音響波は断面領域外からの情報も混在する。このため、両者を共通化した画像情報を提示することに問題が生じていた。

【0007】

目的は、エコー波としての超音波と光照射によって発生する光音響波とが同一箇所から同時に放たれる場合に、好適な周波数帯域において生体内からの超音波を受信し、これを利用して、従来に比して空間分解能が高い超音波画像と共に、生体特定部位の代謝情報などの組成情報を生成することができる超音波診断装置、超音波診断装置制御方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本実施形態に係る超音波診断装置は、供給される駆動信号に応答して、被検体内の対象に向けて超音波を送信し、前記被検体内からの超音波を受信する超音波プローブと、前記駆動信号を発生する駆動信号発生部と、前記対象に向けて特定波長成分を含む光を照射する光照射部と、前記駆動信号の発生タイミング及び前記光の照射タイミングを制御する制御部と、前記送信された超音波に起因する第1の反射波と、前記照射された光を前記対象が吸収することで発生する光音響波と、の干渉によって発生する第2の反射波を、前記超音波プローブを介して受信する受信部と、前記第2の反射波から前記光音響波を抽出し、前記対象の位置を解析する解析部と、を具備する。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置1のブロック構成図を示している。

【図 2】図 2 は、プローブ P を超音波送受信面から見た図である。

【図 3】図 3 は、光信号発生ユニット 4 1 の構成を示した図である。

【図 4】図 4 は、ヘテロダイン干渉波を用いた超音波診断機能に従う処理の流れを示したフローチャートである。

【図 5】図 5 は、ヘテロダイン干渉波を用いた超音波診断処理の概念を説明するための図である。

【図 6】図 6 は、ヘテロダイン干渉波を用いた超音波診断処理の概念を説明するための図である。

【図 7】図 7 は、超音波トランスデューサのインピーダンスの周波数特性、超音波画像取得のための超音波の送信周波数、光吸収によって発生する音響波の周波数、ヘテロダイン干渉のうなり周波数の関係図である。

【図 8】図 8 は、プローブ P を超音波送受信面から見た図であり、光照射 I / F 4 0 の配置の変形例を示した図である。

【図 9】図 9 は、光信号発生ユニット 4 1 の変形例を示した図である。

【図 10】図 10 は、光照射 I / F 4 0 の配置の他の変形例を示した図である。

【図 11】図 11 は、光信号発生ユニット 4 1 の他の変形例を示した図である。

【図 12】図 12 は、光照射 I / F 4 0 の配置の他の変形例を示した図である。

【図 13】図 13 は、光照射 I / F 4 0 の配置の他の変形例を示した図である。

【図 14】図 14 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 のブロック構成図を示している。

【図 15】図 15 は、超音波プローブ 1 2 に対する光照射 I / F 4 0 及び光検出部 4 4 の配置例を示した図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

(第 1 の実施形態)

図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 のブロック構成図を示している。同図に示す超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 1 2、入力装置 1 3、モニター 1 4、超音波送信ユニット 2 1、超音波受信ユニット 2 2、B モード処理ユニット 2 3、ドプラ処理ユニット 2 4、RAW データメモリ 2 5、ボリュームデータ生成ユニット 2 6、画像処理ユニット 2 8、表示処理ユニット 3 0、制御プロセッサ (CPU) 3 1、記憶ユニット 3 2、インターフェースユニット 3 3、光照射 I / F 4 0、光信号発生ユニット 4 1、光計測処理ユニット 4 2 を具備している。

【0011】

超音波プローブ 1 2 は、生体を典型例とする被検体に対して超音波を送信し、当該送信した超音波に基づく被検体からの反射波を受信するデバイス (探触子) であり、その先端に複数に配列された圧電振動子 (超音波トランスデューサ)、整合層、バッキング材等を有している。圧電振動子は、超音波送信ユニット 2 1 からの駆動信号に基づきスキャン領域内の所望の方向に超音波を送信し、当該被検体からの反射波を電気信号に変換する。整合層は、当該圧電振動子に設けられ、超音波エネルギーを効率良く伝播させるための中間層である。バッキング材は、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止する。当該超音波プローブ 1 2 から被検体に超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ 1 2 に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流で反射された場合のエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送受信方向の速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

【0012】

なお、本実施形態においては、超音波プローブ 1 2 は、複数の超音波振動子が所定の方向に沿って配列された一次元アレイプローブであるとする。しかしながら、当該例に拘泥されず、超音波プローブ 1 2 は、ボリュームデータを取得可能なものとして、二次元アレ

10

20

30

40

50

イプローブ（複数の超音波振動子が二次元マトリクス状に配列されたプローブ）、又はメカニカル4Dプローブ（超音波振動子列をその配列方向と直交する方向に機械的に煽りながら超音波走査を実行可能なプローブ）であってもよい。

【0013】

光照射I/F40は、光信号発生ユニット41が発生する光（近赤外光）を被検体に向けて照射する。なお、当該光照射I/F40と超音波プローブ12とは、一体として、プローブPを構成する。

【0014】

図2は、プローブPを超音波送受信面から見た図である。同図に示す様に、光照射I/F40は、例えば超音波送受信面の長辺の脇に配置され、好ましくは、超音波送受信面の短辺の対称軸上に配置される。なお、光照射I/F40の個数、配置は、図2の例に限定されず、種々のバリエーションが可能である。これについては、後で詳しく説明する。

10

【0015】

光信号発生ユニット41は、図3に示す様に、光源410、光信号制御部412を有している。光源410は、生体内吸収が小さい波長の光（例えば、600nm～1800nmの範囲の光）、異常部位で吸収量が増す特定波長の光（例えば、波長帯範囲にあり血液中のヘモグロビンが吸収する750～850nmの波長範囲の光）を発生する半導体レーザー、発光ダイオード、固体レーザー、ガスレーザーなどの発光素子等である。光源410において発生した光は、光ファイバや薄膜光導波路で構成される光導波部を介して（或いは直接空間の伝播を介して）、光照射I/F40に供給される。なお、光源410は、光照射I/F40と一体に構成してもよい。なお、本実施形態に係るヘテロダイン干渉波を用いた超音波診断において光源410が発生する光の周波数、光源410が光を発生するタイミングについては、後で詳しく説明する。

20

【0016】

光計測処理ユニット42は、検波処理によってヘテロダイン干渉波から分離された音響波の強度成分を解析して、測定部位（光吸収体）の位置及び組成情報を生成する。

【0017】

入力装置13は、装置本体11に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域（ROI）の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体11にとりこむための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を有している。また、入力装置13は、後述する穿刺術支援機能において、穿刺針の針先位置を含む穿刺術情報を取り込むタイミングを指示するためのボタン等を有している。

30

【0018】

モニター14は、表示処理ユニット30からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報を画像として表示する。

【0019】

超音波送信ユニット21は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を有している。トリガ発生回路では、所定のレート周波数 f_r Hz（周期； $1/f_r$ 秒）で、送信超音波を形成するためのトリガパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各トリガパルスに与えられる。パルサ回路は、このトリガパルスに基づくタイミングで、プローブ12に駆動パルスを印加する。

40

【0020】

超音波受信ユニット22は、図示していないアンプ回路、A/D変換器、遅延回路、加算器等を有している。アンプ回路では、プローブ12を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器では、増幅されたアナログのエコー信号をデジタルエコー信号に変換する。遅延回路では、デジタル変換されたエコー信号に対し受信指向性を決定し、受信ダイナミックフォーカスを行うのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビー

50

ムが形成される。また、超音波受信ユニット 22 は、検波によって後述するヘテロダイン干渉波から音響波、送信超音波に対応するエコー信号を分離する。

【0021】

Bモード処理ユニット 23 は、受信ユニット 22 からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。

【0022】

ドブラ処理ユニット 24 は、受信ユニット 22 から受け取ったエコー信号から血流信号を抽出し、血流データを生成する。血流の抽出は、通常 CFM (Color Flow Mapping) で行われる。この場合、血流信号を解析し、血流データとして平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。

【0023】

RAWデータメモリ 25 は、Bモード処理ユニット 23 から受け取った複数のBモードデータを用いて、三次元的な超音波走査線上のBモードデータであるBモードRAWデータを生成する。また、RAWデータメモリ 25 は、ドブラ処理ユニット 24 から受け取った複数の血流データを用いて、三次元的な超音波走査線上の血流データである血流RAWデータを生成する。なお、ノイズ低減や画像の繋がりを良くすることを目的として、RAWデータメモリ 25 の後に三次元的なフィルタを挿入し、空間的なスムージングを行うようにしてもよい。

【0024】

ボリュームデータ生成ユニット 26 は、空間的な位置情報を加味した補間処理を含むRAW-ボクセル変換を実行することにより、Bモードボリュームデータ、血流ボリュームデータを生成する。

【0025】

画像処理ユニット 28 は、ボリュームデータ生成ユニット 26 から受け取るボリュームデータに対して、ボリュームレンダリング、多断面変換表示 (MPR: Multi Planar Reconstruction)、最大値投影表示 (MIP: Maximum Intensity Projection) 等の所定の画像処理を行う。なお、ノイズ低減や画像の繋がりを良くすることを目的として、画像処理ユニット 28 の後に二次元的なフィルタを挿入し、空間的なスムージングを行うようにしてもよい。

【0026】

表示処理ユニット 30 は、画像処理ユニット 28 において生成・処理された各種画像データに対し、ダイナミックレンジ、輝度 (ブライトネス)、コントラスト、カーブ補正、RGB変換等の各種を実行する。

【0027】

制御プロセッサ 31 は、情報処理装置 (計算機) としての機能を持ち、各構成要素の動作を制御する。また、制御プロセッサ 31 は、後述するヘテロダイン干渉波を用いた超音波診断機能に従う処理を実行する。

【0028】

記憶ユニット 32 は、後述するヘテロダイン干渉波を用いた超音波診断機能を実現するための専用プログラム、診断対象毎に設定された光源 410 が発生すべき光の周波数帯域、撮像されたボリュームデータ、診断情報 (患者ID、医師の所見等)、診断プロトコル、送受信条件、その他のデータ群が保管されている。また、必要に応じて、図示しない画像メモリ中の画像の保管などにも使用される。記憶ユニット 32 のデータは、インターフェースユニット 33 を経由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

【0029】

インターフェースユニット 33 は、入力装置 13、ネットワーク、新たな外部記憶装置 (図示せず) に関するインターフェースである。また、インターフェースユニット 33 を介して、他の装置を本超音波診断装置本体 11 に接続することも可能である。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インターフェースユニット 33 よって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 0 】

(ヘテロダイン干渉波を用いた超音波診断機能)

次に、本超音波診断装置が有するヘテロダイン干渉波を用いた超音波診断機能について説明する。本機能は、通常の超音波画像取得のための超音波送信に加えて、当該超音波送信を基準として特定時間経過後に、被検体内にあるターゲット(異常組織等の測定部位)の吸収波長帯である特定波長成分を含む光を当該被検体表面から内部に向けて照射する。当該光の吸収によりターゲットにおいて発生した光音響波は、超音波画像取得のために送信された超音波の反射波と干渉し、その結果、ヘテロダイン干渉波が生成される。このヘテロダイン干渉波を受信し光音響波成分を抽出し解析すると共に、ヘテロダイン干渉波を用いた超音波画像を生成することで、空間分解能が高い超音波画像と、生体特定部位の代謝情報などの組成情報とを生成し表示するものである。

10

【 0 0 3 1 】

図4は、ヘテロダイン干渉波を用いた超音波診断機能に従う処理(ヘテロダイン干渉波を用いた超音波診断処理)の流れを示したフローチャートである。また、図5、図6は、ヘテロダイン干渉波を用いた超音波診断処理の概念を説明するための図である。図4~図6を参照しながら、ヘテロダイン干渉波を用いた超音波診断処理における超音波診断装置の動作について説明する。

【 0 0 3 2 】

図4に示す様に、まず、患者情報、超音波診断の対象(ターゲット:例えば異常組織或いは異常と思われる組織)の位置を基準として、超音波送受信の焦点位置等を含む超音波送受信条件が、入力装置13を介して入力される(ステップS1)。

20

【 0 0 3 3 】

制御プロセッサ31は、入力された送受信条件等に基づいて、被検体に照射する光の周波数を決定し、光の照射タイミングとを計算する(ステップS2)。例えば、超音波トランスデューサのインピーダンスの周波数特性における共振周波数と半値幅の一般的な関係から、共振周波数に対して使用する光の周波数は、15%以内に収めることが望ましい。好適な具体例としては、超音波の適正周波数範囲が10~20MHzであり、音響波の周波数特性は0.5~1.5MHzであるから、両者の差であるヘテロダイン干渉のうなりをその範囲に収めることができる。現実の装置としては、照射光について、駆動周波数 n_1 を500kHz乃至1.5MHzの範囲で強度変化させ、超音波トランスデューサの駆動信号について、周波数 n_2 を10MHz乃至20MHzの範囲で発生し、駆動周波数 n_1 と周波数 n_2 の相対関係が $0.85 < (n_2 - n_1) / n_2 < 1.0$ にあることが好ましい。また、制御プロセッサ31は、入力された焦点位置、或いは超音波画像上で検出される測定部位の反射界面近傍と被検体表面との間の距離を計算し、当該距離と音速とに基づいて、送信超音波が、その送信時刻から上記焦点位置或いは測定部位の反射界面近傍に到達するまでの時間(特定時間)を計算する。制御プロセッサ31は、超音波の送信タイミングと計算された特定時間とから、光照射のタイミングを計算する。

30

【 0 0 3 4 】

次に、図5(a)に示す様に、制御プロセッサ31は、所定のシーケンスに従って超音波画像取得のための超音波(例えば10MHz)をパルス送信する(ステップS3)。制御プロセッサ31は、特定時間経過後、すなわち送信された超音波が測定部位の界面に到達するタイミング(例えば、図5(b)に示すタイミング)に合わせて、図5(c)に示す様に、特定波長のパルス光を例えば1 μ s幅で照射する(ステップS4)。照射された光は、瞬間的に測定部位に到達する。

40

【 0 0 3 5 】

測定部位は、到達した照射光を吸収して断熱変化を生じ、例えば図6(a)に示す様に0.5MHzを中心とする音響波を発生する。当該音響波は、送信超音波の反射波とヘテロダイン干渉して、例えば図6(b)に示す様に9.5MHzのうなりを有したままプロープ方向に合成波(ヘテロダイン干渉波)として伝播し、図6(c)に示す様に超音波プロープ12によって受信される。超音波プロープ12は、受信した合成波を電気信号に変

50

換し、超音波受信ユニット 22 に送り出す。超音波受信ユニット 22 は、検波によってヘテロダイン干渉波から音響波を分離する。制御プロセッサ 31 は、当該音響波の強度成分を解析して、測定部位（光吸収体）の位置、組成情報を生成する（ステップ S5）。

【0036】

また、超音波受信ユニット 22 は、検波によって送信超音波に対応するエコー信号を分離する。分離されたエコー信号は、Bモード処理ユニット 23 等において所定の処理を受け、その結果、超音波画像が生成される。生成された超音波画像及び組成情報等は、所定の形態でモニター 14 に表示される（ステップ S6）。

【0037】

上記ヘテロダイン干渉波を用いた超音波診断処理において、音響波の強度は、超音波画像取得のための超音波の強度に比して大幅に低い。そのため、超音波画像取得時の設定のまま超音波を送受信すると、超音波に含まれる測定すべき周波数に分布したノイズ成分が、測定の SN 比を極端に下げることになる。この弊害を避けるために、ヘテロダイン干渉波を用いた超音波診断処理を実行する場合には、超音波プローブ 12 より送信する超音波の強度を、単に超音波画像を取得する場合と比較して、大幅に下げることが好ましい。

10

【0038】

図 7 は、超音波トランスデューサのインピーダンスの周波数特性、超音波画像取得のための超音波の送信周波数、光吸収によって発生する音響波の周波数、ヘテロダイン干渉のうなり周波数の関係図である。同図に示す様に、超音波画像取得のための超音波の送信周波数によって超音波トランスデューサを駆動する場合、インピーダンスが最小となる周波数前後で駆動することで、駆動効率が最も高くなることがわかる。これは、超音波受信条件でも同様である。従って、ヘテロダイン干渉波を測定する場合でも、基本的には、超音波画像取得のための超音波の送信周波数で、超音波トランスデューサを駆動しても構わない。一方、上述した様に、音響波の強度は、超音波画像取得のための超音波の強度に比して大幅に低いため、うなりの強度をできるだけ効率よく検出することも望まれる。そのための方法として、例えば、超音波トランスデューサの駆動周波数を高めにずらして、干渉波のうなりの中心周波数が、インピーダンスが最小となる周波数と一致するように設定するようにしてもよい。

20

【0039】

上記ヘテロダイン干渉波を用いた超音波診断処理において、パルス送信される超音波のバースト幅（バーストタイム）は、干渉を発生させられる時間の制限となるため、深さ方向の空間分解能の上限を決定する量となる。例えば 1 μ 秒のバーストタイムで 10 MHz の超音波を送信した場合、超音波が存在する厚み幅は、被検体（生体）内の音速から計算して約 1 mm であり、測定の空間分解能はそれを超えることはない。振動域に含まれる波数は 10000 である。一方、光音響波の発生時間は概して 10 μ 秒オーダーであり、波数は 10 のオーダーである。音速の空間バラツキや電気信号伝搬の遅延等から生じる位置精度と空間的誤差を考慮した上で、信号光を入射する反復回数と入射周期を設定することが望ましい。

30

【0040】

上記ヘテロダイン干渉波を用いた超音波診断処理において、送信超音波に起因する反射波と同期しない音響波は、超音波トランスデューサのインピーダンス特性から減衰して無視される（検出されない）。ただし、例外的なケースとして、例えば超音波プローブに対し測定部位と等距離の位置に、当該測定部位以外の光吸収部位が偶然存在し、そこから派生した音響波が測定され、ノイズ源として影響を及ぼす場合がある。このノイズを除去する方法としては、例えば複数の光源から交互に光を入射してノイズ源光吸収部位への光吸収量を変え、両者の合成波の差を解析する方法（差分解析法）が有効である。このような差分解析法を容易にするために、光照射 I/F 40 は、超音波送受信面の長手軸に対して対称に配置されるのが好ましい。なお、測定部位に光吸収成分が含まれない場合には、音響波が発生せず反射波のみとなるため、うなり変動はなくヘテロダイン干渉波は観察されないことになる。

40

50

【 0 0 4 1 】

上記説明では、簡略化のために音響波を 0.5 MHz とした。しかしながら、励起入射光を 0.5 MHz に合わせても音響波は 0.5 MHz に絞られるわけではなく、ある程度周波数分布を有した波形となる。ヘテロダイン干渉で生じるうなりも周波数に幅を持つため、中心周波数領域近傍で音響波のスペクトル強度分布を算出する。音響波の信号強度は弱いため、複数回測定した信号波形を重畳した上で、平均波形を解析する方法を選択することもある。

【 0 0 4 2 】

一般に、光は生体内で強く散乱する。このため、光強度が拡散的に拡大する傾向がある。光照射 I / F 4 0 としての入射インターフェースを工夫することで、照射される光のビーム性も残している領域で生体内部の光強度分布に影響を及ぼすことができる。係る場合、超音波走査断面上の光強度を極大化するように光強度分布を調整することにより、逸脱した範囲で発生した音響波強度を低減し、ノイズ成分を減少することが重要である。

10

【 0 0 4 3 】

(変形例 1)

図 8 は、プローブ P を超音波送受信面から見た図であり、光照射 I / F 4 0 の配置の変形例を示した図である。本変形例に係るプローブ P は、超音波プローブ 1 2 の長辺方向の対称軸に縦に並んだ 2 個の超音波送受信面（すなわち、2 個の超音波トランスデューサブロック）と、その間の長軸の対称軸上に配置された光照射 I / F 4 0 とから構成されている。係る構成によれば、超音波送受信系と光照射系との対称性をより向上させることができ、その結果、測定精度の向上が期待される。

20

【 0 0 4 4 】

(変形例 2)

図 9 は、光信号発生ユニット 4 1 の変形例を示した図である。同図に示す様に、光源 4 1 0 a、当該光源 4 1 0 a と異なる波長の光を発生する光源 4 1 0 b、光信号制御部 4 1 2、光ミキサ 4 1 4 を有している。

【 0 0 4 5 】

光源 4 1 0 a、光源 4 1 0 a b が発生する複数の波長の選択例としては、例えばヘモグロビンの総量と酸素飽和度を調べる目的ならば、近赤外線領域の 7 6 5 nm 前後と 8 5 5 nm 前後の波長を選択することができる。

30

【 0 0 4 6 】

光ミキサ 4 1 4 は、光源 4 1 0 a、光源 4 1 0 b が同時に光を発生した場合には、これらの光をミキシングし、光照射 I / F 4 0 に送り出す。また、光ミキサ 4 1 4 は、光源 4 1 0 a、光源 4 1 0 b が異なるタイミングで光を発生した場合には、それぞれの光を単独で光照射 I / F 4 0 に送り出す。係る構成によれば、超音波送受信系と光照射系との対称性をより向上させることができ、その結果、測定精度の向上が期待される。係る構成によれば、複数の波長を混合させた光照射と、単独波長での光照射とを、目的に応じて使い分けることができる。その結果、測定の自由度を拡張することができる。

【 0 0 4 7 】

(変形例 3)

図 1 0 は、プローブ P を超音波送受信面から見た図であり、光照射 I / F 4 0 の配置の他の変形例を示した図である。本変形例に係るプローブ P は、超音波送受信面の長辺方向の軸を対称とした位置に、2 個の光照射 I / F 4 0 を対にして配置している。基本的には、対の光照射 I / F 4 0 は超音波送受信面の短辺の対称軸上に配置されるが、特別の必要性があれば対称軸から外れた位置に配置されることもある。

40

【 0 0 4 8 】

(変形例 4)

図 1 1 は、光信号発生ユニット 4 1 の他の変形例を示した図である。同図に示す様に、光源 4 1 0 a、当該光源 4 1 0 a と異なる波長の光を発生する光源 4 1 0 b、光信号制御部 4 1 2 を有している。また、光源 4 1 0 a、光源 4 1 0 b には、それぞれ独立した光照

50

射 I / F 4 0 a、光照射 I / F 4 0 b が光学的に接続されている。光源 4 1 0 a、光源 4 1 0 b において発生した光は、それぞれ独立して（混合されることなく）、光照射 I / F 4 0 a、光照射 I / F 4 0 b から被検体内に照射される。なお、図 1 0 の例、或いは後述する図 1 2、図 1 3 において示す例の様に、複数の光照射 I / F 4 0 を設ける場合には、本変形例 4 の様に各光照射 I / F 4 0 に対応した光源を設けるようにしてもよいし、図 9 に示した様に複数の光源からの光を光ミキサによって混合するようにしてもよい。

【 0 0 4 9 】

（変形例 5）

図 1 2 は、プローブ P を超音波送受信面から見た図であり、光照射 I / F 4 0 の配置の他の変形例を示した図である。本変形例に係るプローブ P は、超音波送受信面の長辺方向の軸と短辺の軸を対称とした位置に、2 対 4 個の光照射 I / F 4 0 を配置している。基本的には、対の光照射 I / F 4 0 は超音波送受信面の短辺の軸に対して対称の位置に配置するが、特別の必要性があればそこから外れた位置に配置することもある。

10

【 0 0 5 0 】

（変形例 6）

図 1 3 は、プローブ P を超音波送受信面から見た図であり、光照射 I / F 4 0 の配置の他の変形例を示した図である。本変形例に係るプローブ P は、超音波送受信面の長辺方向の軸と短辺の軸を対称とした位置に、対となる多数の光照射 I / F 4 0 を配置している。本変形例 6 のいても、基本的には、対の光照射 I / F 4 0 は超音波送受信面の短辺の軸に対して対称の位置に配置するが、特別の必要性があればそこから外れた位置に配置することもある。

20

【 0 0 5 1 】

（第 2 の実施形態）

第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 1 2 の測定部位（或いは測定部位に対応する体表面位置）への誘導、接近情報の提供等を行うことができるものである。

【 0 0 5 2 】

図 1 4 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 のブロック構成図を示している。第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1（すなわち、図 1）と比較した場合、光プローブ 5 0 を更に具備する点、光計測処理ユニット 4 2 が光照射 I / F 4 0 からの光を直接入力する点が異なる。

30

【 0 0 5 3 】

光プローブ 5 0 は、少なくとも一つの光照射部 I / F 4 0、複数の光検出部 4 4 を有している。光検出部 4 4 は、例えば光ファイバの端部で構成された検出面を有し、当該検出面から光導波部を介して入力する被検体内からの反射光を光電変換する複数の検出素子からなる。検出素子としては、例えば、フォトダイオードやフォトランジスタなどの受光素子のほか、CCD、APD、光電子増倍管等を採用することができる。光照射部 I / F 4 0 及び各光検出部 4 4 の被検体との接触面には、光整合層を設けるようにしてもよい。

【 0 0 5 4 】

図 1 5 は、プローブ P を超音波送受信面から見た図であり、超音波プローブ 1 2 に対する光照射 I / F 4 0 及び光検出部 4 4 の配置例を示した図である。同図では、超音波プローブ 1 2 の超音波送受信面の中央近傍に光照射 I / F 4 0 を配置すると共に、超音波送受信面の中央を中心とする円周上に、超音波送受信面を取り囲むようにして光検出部 4 4 を等間隔配置する例を示している。光照射 I / F 4 0 及び各光検出部 4 4 の被検体との接触面は、例えば超音波送受信面と同じレベルに設定され、計測時において被検体表面に直接的或いは間接的に接触させた状態で配置される。なお、超音波プローブ 1 2 に対する光照射 I / F 4 0 及び光検出部 4 4 の配置は、図 1 5 に示した例に拘泥されない。配置の応用例については、例えば特願 2 0 1 2 - 2 4 0 9 8 9 に詳しい。

40

【 0 0 5 5 】

光計測処理ユニット 4 2 は、各光検出部 4 4 において検出された被検体内からの光に基

50

づいて、超音波プローブ12と被検体表面との密着度、被検体内の異常部位の三次元的方位及び距離（接近度）、の少なくとも一方を計算する。また、光計測処理ユニット42は、各光検出部44において検出された被検体内からの光を用いて、石灰化部位の評価等を行う。さらに、光計測処理ユニット42は、計算結果に基づいて、被検体及び診断対象部位に対し超音波プローブ12の位置、向き、姿勢、加圧度等をより好適に誘導するための支援情報を生成する。なお、支援情報等を生成するための具体的な処理については、例えば特願2012-240989に詳しい。

【0056】

以上述べた構成によれば、通常の超音波画像取得のための超音波送信に加えて、当該超音波送信を基準として特定時間経過後に、測定部位の吸収波長帯である特定波長成分を含む光を被検体表面から内部に向けて照射し、当該光の吸収により測定部位において発生した光音響波と、送信超音波の反射波とによるヘテロダイン干渉波を発生させることができる。従って、超音波反射波と音響波が同一箇所から同時に放たれる条件のみに選択的に信号検知できるため、超音波走査領域（典型的には、超音波走査断面）上での光吸収情報のみを測定の対象とすることができる。その結果、超音波診断の高い空間分解能を維持しつつ、生体特定部位の代謝情報などの組成情報を付加的に得ることができる。

10

【0057】

なお、本実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク（フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（CD-ROM、DVDなど）、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

20

【0058】

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。これら新規な実施形態は、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ともに、特許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】

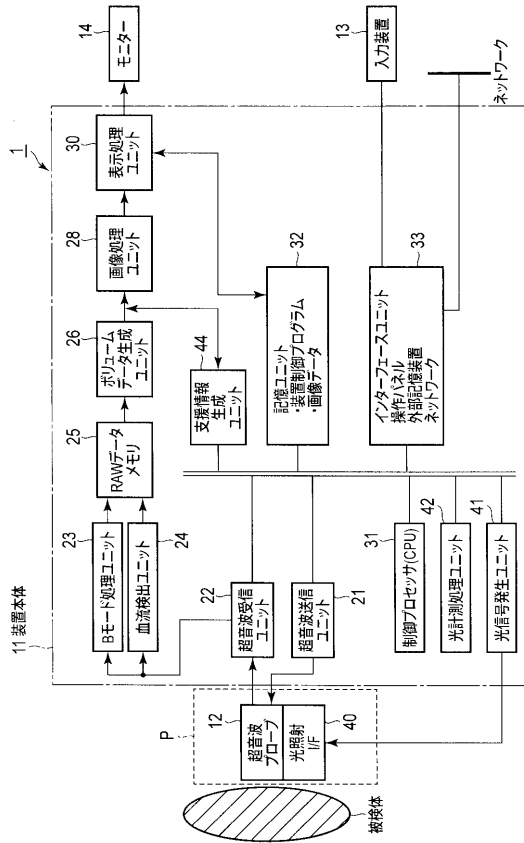
【0059】

1...超音波診断装置、11...装置本体、12...超音波プローブ、13...入力装置、14...モニター、21...超音波送信ユニット、22...超音波受信ユニット、23...Bモード処理ユニット、24...ドプラ処理ユニット、25...RAWデータメモリ、26...ボリュームデータ生成ユニット、28...画像処理ユニット、30...表示処理ユニット、31...制御プロセッサ(CPU)、32...記憶ユニット、33...インターフェースユニット、40...照射I/F、41...光信号発生ユニット、42...光計測処理ユニット、44...支援情報生成ユニット、400...光照射部、401...光検出部、410(410a、410b)...光源、412...光信号制御部、414...光ミキサ。

40

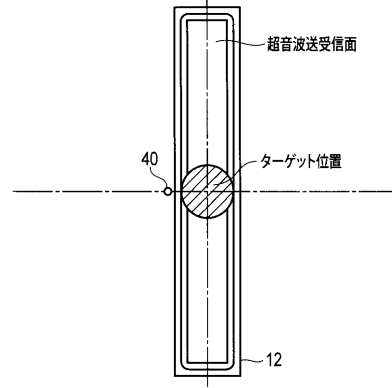
【 図 1 】

図 1



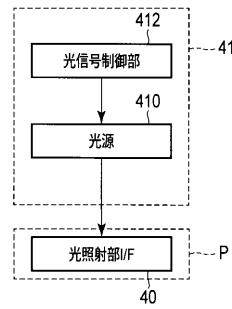
【 図 2 】

図 2



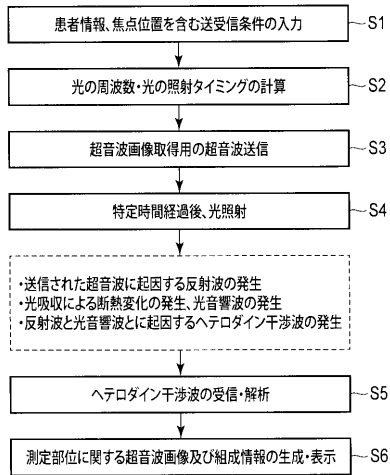
【 図 3 】

図 3



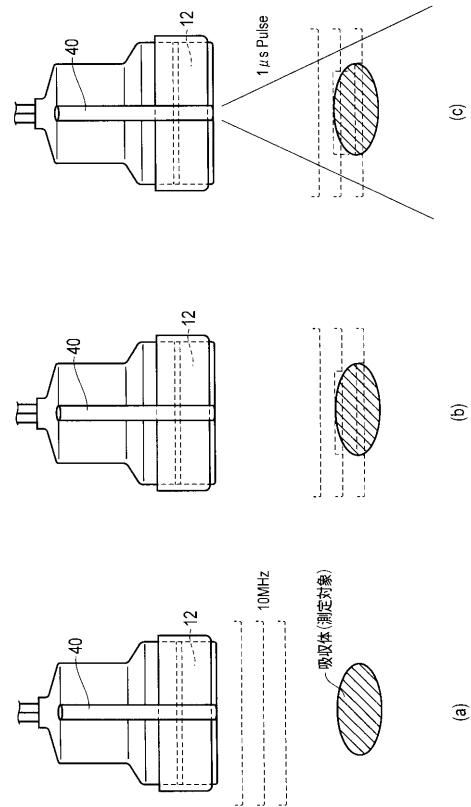
【 図 4 】

図 4



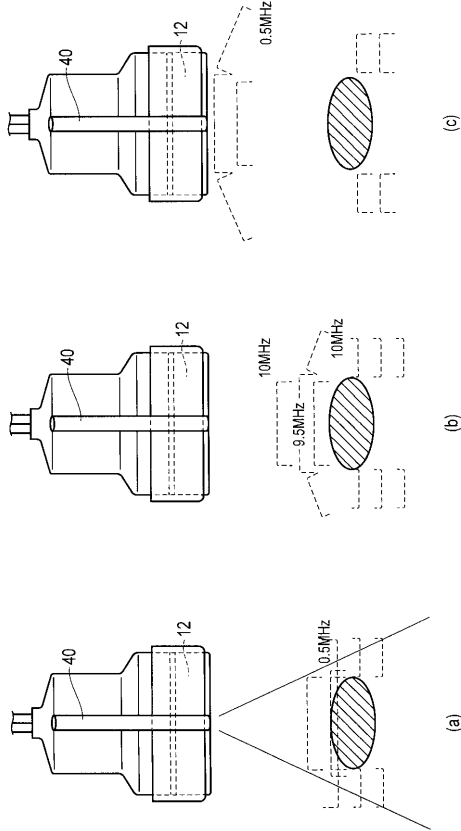
【 図 5 】

図 5



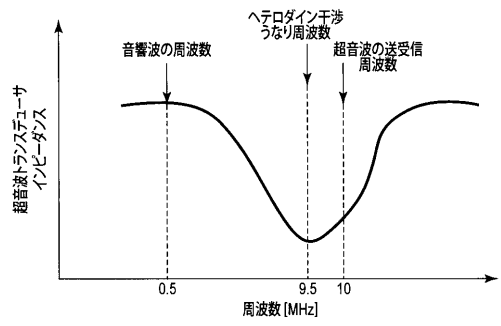
【 図 6 】

図 6



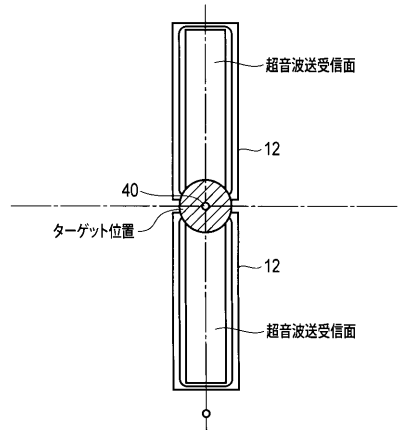
【 図 7 】

図 7



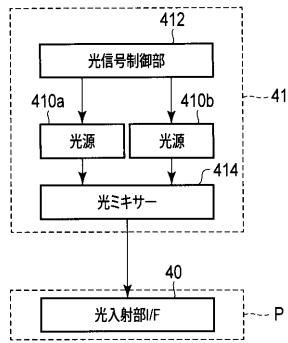
【 図 8 】

図 8



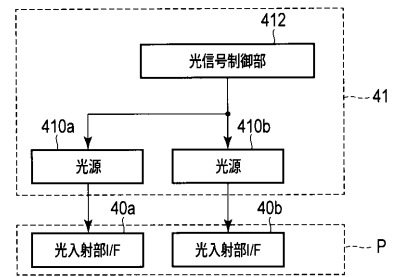
【 図 9 】

図 9



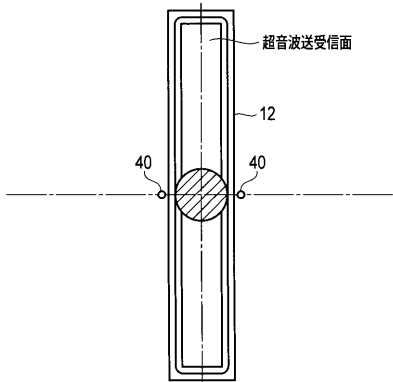
【 図 1 1 】

図 11



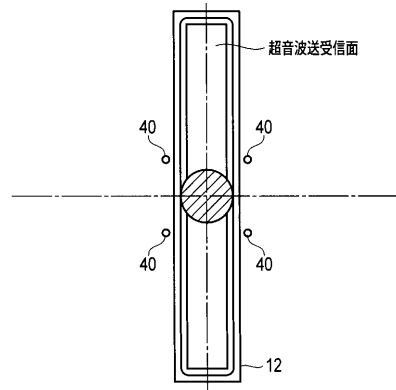
【 図 1 0 】

図 10



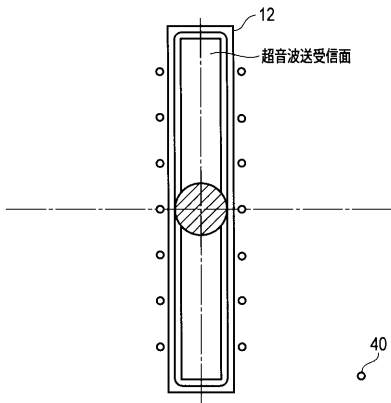
【 図 1 2 】

図 12



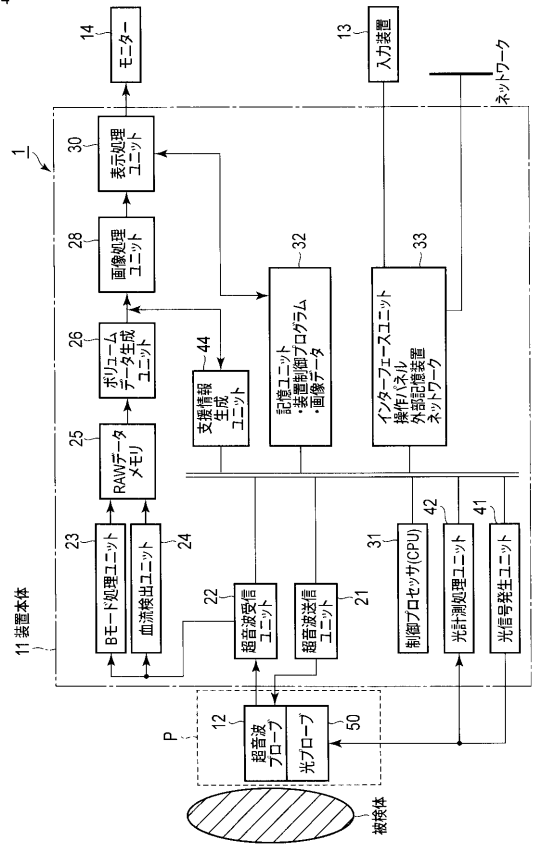
【 図 1 3 】

図 13



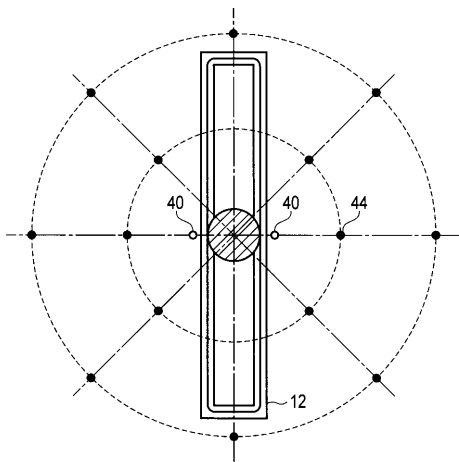
【 図 1 4 】

図 14



【 図 1 5 】

図 15



フロントページの続き

- (74)代理人 100158805
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100179062
弁理士 井上 正
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (72)発明者 高山 暁
東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内
- (72)発明者 浦野 妙子
東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内
- (72)発明者 中西 務
東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内
- (72)発明者 中村 健二
東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内
- Fターム(参考) 4C601 DE16 EE09 GA01 HH08 HH14 HH35

专利名称(译)	超声诊断设备和超声诊断设备控制方法		
公开(公告)号	JP2015173922A	公开(公告)日	2015-10-05
申请号	JP2014054133	申请日	2014-03-17
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	高山 暁 浦野 妙子 中西 務 中村 健二		
发明人	高山 暁 浦野 妙子 中西 務 中村 健二		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DE16 4C601/EE09 4C601/GA01 4C601/HH08 4C601/HH14 4C601/HH35		
代理人(译)	河野直树 井上 正 冈田隆		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)
 解决的问题：提供一种超声波诊断设备，该超声波诊断设备能够生成组成信息，例如活体的特定部位的代谢信息，以及具有比传统分辨率更高的空间分辨率的超声波图像。根据一个实施例的超声诊断设备包括超声探头，驱动信号发生器，控制器，接收器和分析仪。超声波探头响应于所提供的驱动信号，向被检体内的物体发送超声波，并从被检体内接收超声波。光照射单元用包括特定波长成分的光照射目标。控制单元控制驱动信号的产生定时和光照射定时。接收单元，由发射的超声波引起的第一反射波，以及由物体吸收辐射光而产生的光声波的干涉产生的第二反射波，通过超声波探头接收。分析单元从第二反射波提取光声波并分析目标的位置。[选择图]图4

(21) 出願番号	特願2014-54133 (P2014-54133)	(71) 出願人	00003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成26年3月17日 (2014.3.17)	(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100109830 弁理士 福原 淑弘
		(74) 代理人	100103034 弁理士 野河 信久
		(74) 代理人	100075672 弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100153051 弁理士 河野 直樹
		(74) 代理人	100140176 弁理士 砂川 克