

(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2011-183057

(P2011-183057A)

(43) 公開日 平成23年9月22日(2011.9.22)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F I
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2010-53503(P2010-53503)
(22) 出願日 平成22年3月10日(2010.3.10)

(71) 出願人 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人 100075281
弁理士 小林 和憲
(72) 発明者 田辺 剛
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フイルム株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB03 BB08 DD08 DE16 EE05
EE20 GB06 JC26 JC33 KK12
KK24 KK25

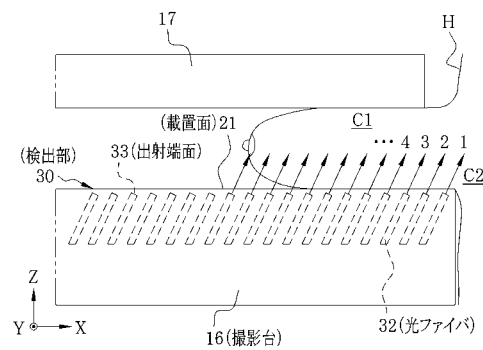
(54) 【発明の名称】 光音響式乳房画像撮影装置

(57) 【要約】

【課題】患者に苦痛を与えることなく、正確な乳がんの診断を行う。

【解決手段】光音響式乳房画像撮影装置2は、乳房C1が載置される撮影台16に検出部30を備える。検出部30は、複数の容量検出型超音波トランスデューサ(cMUT)31と光ファイバ32の出射端面33とをXY方向に所定ピッチでマトリクス状に配列してなる。光ファイバ32は、撮影台16のX方向の被検者H側に所定角度傾けて配置され、その出射端面33は被検者H側に向けられている。被検者H側の光ファイバ32の出射端面33から発せられた光は、乳房C1だけでなくその奥の胸壁部分C2にも達する。音響波を画像化した光音響画像にも、乳房C1だけでなく胸壁部分C2の情報が含まれる。

【選択図】 図6



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光を照射する複数の光照射手段と、

光の照射により発生する音響波を受信する複数の音響波受信手段とが被検者の乳房が載置される撮影台に設けられ、

前記複数の光照射手段は、乳房の載置範囲外にある被検者の胸壁部分に向けて光が照射されるよう配置されていることを特徴とする光音響式乳房画像撮影装置。

【請求項 2】

前記複数の光照射手段の光の出射面の少なくとも一部を被検者側に向けることを特徴とする請求項 1 に記載の光音響式乳房画像撮影装置。

10

【請求項 3】

前記複数の光照射手段の光の出射面を全て被検者側に向けることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の光音響式乳房画像撮影装置。

【請求項 4】

前記複数の光照射手段のうち、被検者に近い位置に配置された光照射手段の光の出射面を被検者側に向けることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の光音響式乳房画像撮影装置。

【請求項 5】

前記複数の光照射手段の略全てを撮影台の乳房の載置面に、前記複数の光照射手段の残りを撮影台の被検者と対向する面にそれぞれ取り付け、

20

撮影台の被検者と対向する面に取り付けられた光照射手段の出射面を被検者側に向けることを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載の光音響式乳房画像撮影装置。

【請求項 6】

音響波の受信により前記複数の音響波受信手段から出力された電気音響変換信号を元に、乳房および胸壁部分を含む光音響画像を生成する画像処理部を備えることを特徴とする請求項 1 ないし 5 のいずれかに記載の光音響式乳房画像撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光音響効果を利用して乳房の画像を取得する光音響式乳房画像撮影装置に関する。

30

【背景技術】

【0002】

近年、光音響効果を利用して乳房の画像を撮影し、乳がんの診断に資する光音響式乳房画像撮影装置が注目されている。この装置では、乳房に所定の波長の光（可視光、近赤外光、または中間赤外光）を照射し、乳房が光のエネルギーを吸収した結果生じる音響波を検出して画像化している（特許文献 1、2 参照）。

【0003】

特許文献 1 では、複数の電気音響変換素子と複数の光ファイバの端部を 2 次元状に配列して構成したアプリータを被検者に接触させ、光ファイバの端部からの光照射により発生する音響波を検出している。かかる光照射は、アプリータの被検者接触面に対して略垂直、すなわち電気音響変換素子および光ファイバのなす 2 次元配列平面に対して垂直な方向に行われる。特許文献 2 は、乳房に面状に光を照射する導光板と超音波トランスデューサとを同一面上に配置している。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2005 - 218684 号公報

【特許文献 2】特開 2009 - 031268 号公報

【発明の概要】

50

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

乳がんの診断は、乳房そのものだけでなく、その根元の腋窩部位や胸壁部分も含む領域を撮影しないと正確に行うことができない。撮影台と圧迫板の間に乳房を挟んで撮影する形態では、乳房の根元部分も撮影範囲に収めるため、場合によっては乳房を無理矢理引き出して圧迫板で強く圧迫することがあった。こうした場合は患者が大変な苦痛を味わうことになるが、特許文献1、2はこの点について全く考慮していない。

【0006】

本発明は、上記背景を鑑みてなされたものであり、患者に苦痛を与えることなく、正確な乳がんの診断を行うことができる超音響式乳房画像撮影装置を提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的を達成するために、本発明の超音響式乳房画像撮影装置は、光を照射する複数の光照射手段と、光の照射により発生する音響波を受信する複数の音響波受信手段とが被検者の乳房が載置される撮影台に設けられ、前記複数の光照射手段は、乳房の載置範囲外にある被検者の胸壁部分に向けて光が照射されるよう配置されていることを特徴とする。

【0008】

前記複数の光照射手段の配置例としては、前記複数の光照射手段の光の出射面の少なくとも一部を被検者側に向ける。具体的には、前記複数の光照射手段の光の出射面を全て被検者側に向ける。前記複数の光照射手段のうち、被検者に近い位置に配置された光照射手段の光の出射面を被検者側に向けてもよい。

20

【0009】

さらには、前記複数の光照射手段の略全てを撮影台の乳房の載置面に、前記複数の光照射手段の残りを撮影台の被検者と対向する面にそれぞれ取り付け、撮影台の被検者と対向する面に取り付けた光照射手段の出射面を被検者側に向けてもよい。

【0010】

音響波の受信により前記複数の音響波受信手段から出力された電気音響変換信号を元に、乳房および胸壁部分を含む超音響画像を生成する画像処理部を備えることが好ましい。

【発明の効果】

30

【0011】

本発明によれば、乳房の載置範囲外にある被検者の胸壁部分に向けて光が照射されるよう光照射手段を配置するので、患者に苦痛を与えることなく、正確な乳がんの診断を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】超音響式乳房画像撮影装置の概略を示す構成図である。

【図2】乳房の撮影姿勢を説明するための図である。

【図3】第一実施形態の検出部を示す平面図である。

【図4】図3のA-A断面およびB-B断面を示す図である。

40

【図5】超音響式乳房画像撮影装置の電氣的構成を示すブロック図である。

【図6】光走査の様子を示す説明図である。

【図7】第二実施形態の検出部を示す図である。

【図8】図7に示す検出部の断面図である。

【図9】第三実施形態の検出部を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

〔第一実施形態〕

図1において、超音響式乳房画像撮影装置2は、撮影スタンド10とプロセッサ部11とを備える。撮影スタンド10は、水平な床面に設置される土台12と、土台12上に垂

50

直に立設された固定支柱 13 と、固定支柱 13 に軸着された可動支柱 14 とからなる。固定支柱 13 には鉛直方向にガイド溝 15 が設けられており、可動支柱 14 は、矢印で示すようにガイド溝 15 に沿って鉛直方向に上下動する。また、可動支柱 14 は、矢印で示すように固定支柱 13 に対して回動可能である。

【0014】

可動支柱 14 には、直方体状の撮影台 16 と圧迫板 17 が対向して配置されている。圧迫板 17 は、アーム 18 を介して可動支柱 14 のガイド溝 19 に取り付けられ、矢印で示すようにガイド溝 19 に沿って上下動する。可動支柱 14 の上下動および回動、並びに圧迫板 17 の上下動は、固定支柱 13 に設けられた操作ボタン 20 を操作することで自動的に実行される。

10

【0015】

図 2 に示すように、撮影時は、互いに対面する撮影台 16 の面（以下、載置面という）21 と圧迫板 17 の面 22 の間に被検者 H の乳房 C1 が挟まれる。（A）は載置面 21 を水平方向に対して約 60° 傾けた状態として斜め横から乳房 C1 を挟んで撮影する MLO 撮影（内外斜位方向撮影）を示し、（B）は載置面 21 を水平状態として上から乳房 C1 を挟んで撮影する CC 撮影（頭尾方向撮影）をそれぞれ示す。撮影に際して、術者は、これらの撮影姿勢や被検者 H の体格、乳房 C1 の大きさ等に応じて、操作ボタン 20 を操作して可動支柱 14 や圧迫板 17 の位置決めを行う。

【0016】

図 3 において、撮影台 16 の載置面 21 には、検出部 30 が設けられている。検出部 30 は、複数の容量検出型超音波トランスデューサ（cMUT; Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer）31 と光ファイバ 32 の出射端面 33 とを X Y 方向に所定ピッチでマトリクス状に配列してなる。なお、X 方向は撮影台 16 の奥行き方向、Y 方向はこれに直交する撮影台 16 の横方向、Z 方向は撮影台 16 の厚み方向とする。

20

【0017】

光ファイバ 32 の出射端面 33 は、四つの cMUT 31 で囲まれる間隙の中心に形成された略矩形の開口 34 から覗いている。光ファイバ 32 は、撮影台 16 の X 方向の被検者 H 側に所定角度傾けて開口 34 に配置されている。光ファイバ 32 の出射端面 33 から乳房 C1 および胸壁部分 C2（図 6 参照）に向けて所定の波長の光（可視光、近赤外光、または中間赤外光）を斜めに照射し、乳房 C1 および胸壁部分 C2 が光のエネルギーを吸収した結果生じる音響波を cMUT 31 で受信する。

30

【0018】

図 3 の A - A 断面を示す図 4（A）において、cMUT 31 は、MEMS 技術にてシリコン基板 40 上に作製される半導体デバイスである。シリコン基板 40 には、第一保護層 41、cMUT 31 の下部電極 42、第二保護層 43、第三保護層 44、cMUT 31 の上部電極 45、第四保護層 46 が順に Z 方向に積層されている。第四保護層 46 は載置面 21 を構成し、光ファイバ 32 の出射端面 33 から発せられる光および乳房 C1 からの音響波を透過する透明な材料からなる。なお、図 3 では第四保護層 46 の図示を省略している。

【0019】

下部電極 42 と第二保護層 43 との間には空洞層 47 が形成され、空洞層 47 上部の第二保護層 43 が cMUT 31 の振動膜（メンブレン）として機能する。振動膜は載置面 21 と平行に配置され、音響波を受信することで振動する。cMUT 31 は、この振動膜の振動による各電極 42、45 間の容量変化に応じた電気音響変換信号を各電極 42、45 を通じて出力する。また、cMUT 31 は、各電極 42、45 間に電圧を印加することで振動膜を振動させて超音波を送信することも可能である。

40

【0020】

図 3 の B - B 断面を示す図 4（B）において、光ファイバ 32 は、開口 34 に続く貫通孔 50 に挿通されている。貫通孔 50 は、例えば半導体製造プロセスで用いられるエッチング技術で作製される。

50

【 0 0 2 1 】

光ファイバ 3 2 の貫通孔 5 0 以降の後端部分は、シリコン基板 4 0 の裏面にスタッド 5 1 を介して取り付けられた保持プレート 5 2 に保持される。保持プレート 5 2 は、被検者 H 側に所定角度傾けて穿たれた保持孔 5 3 を有する。光ファイバ 3 2 の貫通孔 5 0 以降の後端部分は、この保持孔 5 3 に挿通され、被検者 H 側に所定角度傾き、且つ開口 3 4 から出射端面 3 3 が覗いた状態で保持孔 5 3 に固定される。

【 0 0 2 2 】

図 5 において、プロセッサ部 1 1 は、主制御部 6 0、ROM 6 1、RAM 6 2、操作部 6 3、画像処理部 6 4、表示制御部 6 5、およびモニタ 6 6 を備える。また、撮影スタンド 1 0 は、前述の操作ボタン 2 0 および検出部 3 0 と、光源部 6 7、走査制御部 6 8、受信部 6 9、並びに可動支柱 1 4 および圧迫板 1 7 の位置を制御する位置制御部 7 0 とを備える。主制御部 6 0 は、光音響式乳房画像撮影装置 2 全体の動作を統括的に制御する。主制御部 6 0 は、図示しないデータバスやアドレスバス、制御線を介して各部と接続している。ROM 6 1 には、プロセッサ部 1 1 の動作を制御するための各種プログラム（OS、アプリケーションプログラム等）やデータ（グラフィックデータ等）が記憶されている。主制御部 6 0 は、ROM 6 1 から必要なプログラムやデータを読み出して、作業用メモリである RAM 6 2 に展開し、読み出したプログラムを逐次処理する。また、主制御部 6 0 は、撮影スタンド 1 0 の操作ボタン 2 0 やキーボード等の操作部 6 3 から操作入力信号を受け、これに応じた動作を各部に実行させる。

10

【 0 0 2 3 】

光源部 6 7 は、所定の波長の光を発生する半導体レーザ、発光ダイオード、固体レーザ、ガスレーザ等の発光素子からなり、所定の波長の光を光ファイバ 3 2 の入射端面（図示せず）に導入する。走査制御部 6 8 は、主制御部 6 0 の制御の下、使用する光ファイバ 3 2 を順次選択して乳房 C 1 および胸壁部分 C 2 に光を走査させる。光の走査方法は、例えば、光ファイバ 3 2 の Y 方向に平行な列毎に、被検者 H 側から装置側に向けて X 方向に順次走査する（図 6 の矢印上の番号参照）。

20

【 0 0 2 4 】

受信部 6 9 は電子スイッチおよびレシーバからなり、主制御部 6 0 の制御の下、光を照射した光ファイバ 3 2 に隣接する c M U T 3 1 を順次選択して乳房 C 1 および胸壁部分 C 2 からの音響波を受信させる。また、受信部 6 9 は、乳房 C 1 および胸壁部分 C 2 からの音響波を受信して c M U T 3 1 から出力された電気音響変換信号を増幅して A / D 変換し、さらに検波や受信フォーカス処理を施して音線信号を生成し、これを画像処理部 6 4 に出力する。なお、音響波だけでなく、c M U T 3 1 に超音波および反射波の送受信を行わせてもよく、この場合は受信部 6 9 に加えて、c M U T 3 1 に超音波を発するための励振信号を入力する送信部が設けられる。

30

【 0 0 2 5 】

画像処理部 6 4 は、受信部 6 9 からの音線信号に対して、補間等の画像処理を施して乳房 C 1 および胸壁部分 C 2 の光音響画像を生成する。

【 0 0 2 6 】

光音響画像は、光ファイバ 3 2 の Y 方向に平行な列毎に切り出した複数の断層像からなるボリュームデータである。表示制御部 6 5 は、画像処理部 6 4 で生成された光音響画像を元に、操作部 6 3 からの指定に応じて、光ファイバ 3 2 の Y 方向に平行な列に沿った上記断層像や、光音響画像をボリュームレンダリングして得られた任意の方向の断層像をモニタ 6 6 に表示させる。c M U T 3 1 で超音波および反射波の送受信も行う場合は、これにより得られた超音波画像と光音響画像を並べたり重畳したりしてモニタ 6 6 に表示させてもよい。なお、任意の方向の断層像には、例えば X 線マンモグラフィと同じ X Z 平面に平行な切り口の断層像も含む。X Z 平面に平行な切り口の断層像を表示すれば、X 線マンモグラフィで得られた画像との比較を容易にすることができる。

40

【 0 0 2 7 】

次に、図 6 を参照して、上記構成の光音響式乳房画像撮影装置 2 で乳房 C 1 および胸壁

50

部分 C 2 の診断を行う手順を説明する。まず、操作ボタン 2 0 を操作して、乳房 C 1 を撮影台 1 6 と圧迫板 1 7 の間に位置決めして挟み、検査開始を指示する。

【 0 0 2 8 】

検査開始の指示を受けて、主制御部 6 0 は、光源部 6 7 を駆動して光ファイバ 3 2 の入射端面に光を導入し、且つ走査制御部 6 8 を駆動制御して乳房 C 1 および胸壁部分 C 2 に光を走査させる。また、主制御部 6 0 は、受信部 6 9 を駆動制御して、乳房 C 1 および胸壁部分 C 2 からの音響波を c M U T 3 1 に順次選択的に受信させる。

【 0 0 2 9 】

音響波の受信により c M U T 3 1 から出力された電気音響変換信号は、受信部 6 9 で増幅、A / D 変換、検波および受信フォーカス処理を施され、これにより音線信号が生成される。そして、画像処理部 6 4 で補間等の画像処理を施されて光音響画像が生成され、表示制御部 6 5 により所望の表示形式に変換されて光音響画像としてモニタ 6 6 に表示される。

10

【 0 0 3 0 】

図 6 において、光走査の際、光ファイバ 3 2 が被検者 H 側に所定角度傾けて配置され、出射端面 3 3 は被検者 H 側に向いているので、番号 1、2 といった被検者 H 側の光ファイバ 3 2 の出射端面 3 3 から発せられた光は斜めに入射し、乳房 C 1 だけでなくその奥の胸壁部分 C 2 にも達する。このため、番号 1、2 の光によって発生した音響波は胸壁部分 C 2 の情報を多く含んでおり、従って当然ながら音響波を画像化した光音響画像にも、乳房 C 1 だけでなく胸壁部分 C 2 の情報が含まれる。乳房 C 1 を無理矢理引き出して圧迫板 1 7 で強く圧迫するようなことをしなくとも、乳がんの診断に必要とされる胸壁部分 C 2 の情報も含んだ光音響画像を容易に得ることができる。

20

【 0 0 3 1 】

全ての光ファイバ 3 2 を被検者 H 側に所定角度傾けるので、検出部 3 0 の構造をシンプルにすることができ、製造も簡単にすることができる。また、光の照射部位が重複しないので、光吸収による熱励起が過度になるおそれがなく、被検者 H への負担が軽減される。

【 0 0 3 2 】

第一実施形態では、全ての光ファイバ 3 2 を被検者 H 側に所定角度傾けているが、本発明はこれに限定されない。以下に示す第二、第三実施形態を採用してもよい。なお、第一実施形態と同一の部材には同一符号を付し、説明を省略する。

30

【 0 0 3 3 】

[第二実施形態]

図 7 において、本実施形態の検出部 7 5 は、被検者 H 側の 2 列の光ファイバ 3 2 のみを被検者 H 側に所定角度傾け、その他の光ファイバ 3 2 は Z 方向に平行に立設し、乳房 C 1 に対して垂直に向けている。この場合の光走査の順番は、矢印上の番号で示すように、所定角度傾けた光ファイバ 3 2 の列から先に行う。

【 0 0 3 4 】

検出部 7 5 の断面図を示す図 8 において、所定角度傾けた光走査が 1 番目、2 番目の光ファイバ 3 2 と、Z 方向に平行に立設された光走査の順番が 3 番目、4 番目の光ファイバ 3 2 とは、Y 方向にずらして同じ開口 3 4 および貫通孔 5 0 にそれぞれ配置されている。保持プレート 5 2 には、所定角度傾けた光ファイバ 3 2 用の保持孔 5 3 の他に、Z 方向に平行に立設された光ファイバ 3 2 用の保持孔 7 6 が形成されている。所定角度傾けた光ファイバ 3 2 と Z 方向に平行に立設された光ファイバ 3 2 を別の開口 3 4 および貫通孔 5 0 に配置する場合に比べて、省スペース化および製造工程の簡略化を図ることができる。

40

【 0 0 3 5 】

所定角度傾けた光ファイバ 3 2 と Z 方向に平行に立設された光ファイバ 3 2 を同じ開口 3 4 および貫通孔 5 0 に近接配置すると、図 7 の番号 2、3 を付した矢印で示すように光の照射部位が重複する。この場合、光の照射部位が重複した領域に対しては、互いに重複する電気音響変換信号の単純平均をとるか、あるいは胸壁部分 C 2 の情報を多く含む電気音響変換信号を優先的に重み付けした加重平均をとって光音響画像を生成することが好ま

50

しい。

【 0 0 3 6 】

[第三実施形態]

図 9 において、本実施形態の検出部 8 0 は、c M U T 3 1 および Z 方向に平行に立設された光ファイバ 3 2 とは独立して、撮影台 1 6 の被検者 H に対向する側面 8 1 に、被検者 H 側に所定角度傾けた光ファイバ 3 2 を配置している。撮影台 1 6 の側面 8 1 には、光ファイバ 3 2 の出射端面 3 3 が覗く開口、および第 4 保護層 4 6 と同じ透明層が設けられている（ともに図示せず）。

【 0 0 3 7 】

c M U T 3 1 および Z 方向に平行に立設された光ファイバ 3 2 と独立して被検者 H 側に所定角度傾けた光ファイバ 3 2 を設けることにより、c M U T 3 1 および Z 方向に平行に立設された光ファイバ 3 2 の部分の構造をシンプルにすることができ、製造も簡単に行うことができる。また、光の照射部位が重複しないので、第一実施形態と同様の効果が得られる。さらに、撮影台 1 6 の被検者 H に対向する側面 8 1 に被検者 H 側に所定角度傾けた光ファイバ 3 2 を配置するので、より胸壁部分 C 2 に出射端面 3 3 を近付けることができ、比較的少ない光エネルギーで胸壁部分 C 2 の情報を効率よく得ることができる。

10

【 0 0 3 8 】

なお、第一実施形態と第三実施形態を複合し、全ての光ファイバ 3 2 を被検者 H 側に傾け、且つ側面 8 1 に光ファイバ 3 2 を配置してもよい。

【 0 0 3 9 】

c M U T の列と光ファイバの列とを別々のブロックにて作製し、各ブロックを交互に複数結合して検出部を作製してもよい。この場合、光ファイバのブロックにはシリコン基板や第一～第三保護層はならず、保持プレートのみでよい。

20

【 0 0 4 0 】

上記各実施形態では、c M U T を音響波受信手段として用いているが、p M U T (Piezoelectric Micromachined Ultrasonic Transducer) でもよく、P Z T 等の圧電セラミックス厚膜や P V D F 等の高分子圧電材料でも構わない。また、超音波トランスデューサに限らず、例えば磁歪素子を音響波の受信に用いてもよい。

【 0 0 4 1 】

c M U T および光ファイバの出射端面の配置、個数、配列ピッチ、光ファイバの傾き角度等は、装置の仕様に応じて適宜変更可能である。また、光走査の順番や音響波を受信する c M U T の選択の仕方も同様である。例えば、撮影台だけでなく圧迫板にも検出部を設け、乳房の両側から光走査および音響波の受信を行ってもよいし、光ファイバを 1 本単位で選択して光走査を行ってもよい。あるいは、被検者 H の体格や術者の好み等に応じて、被検者 H 側の光ファイバの傾き角度を所定範囲で変更可能なアクチュエータを設けてもよい。

30

【 符号の説明 】

【 0 0 4 2 】

2 光音響式乳房画像撮影装置

1 0 撮影スタンド

1 1 プロセッサ部

1 6 撮影台

2 1 載置面

3 0、7 5、8 0 検出部

3 1 容量検出型超音波トランスデューサ (c M U T)

3 2 光ファイバ

3 3 出射端面

6 0 主制御部

6 4 画像処理部

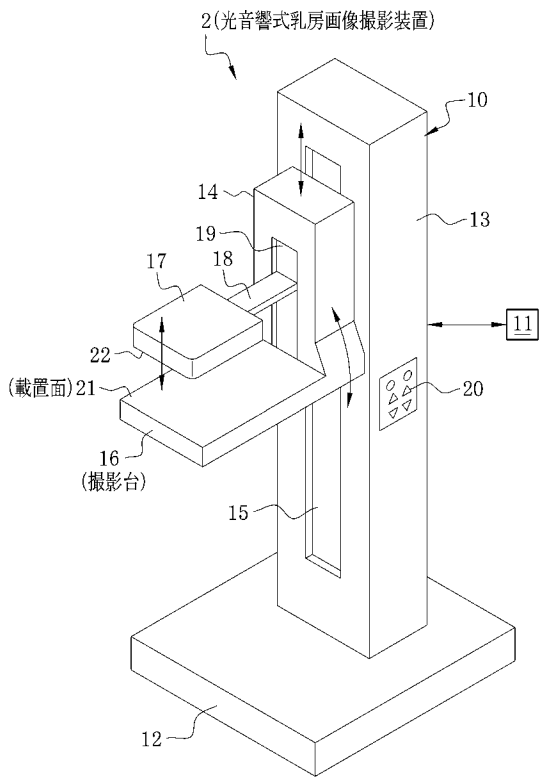
6 8 走査制御部

40

50

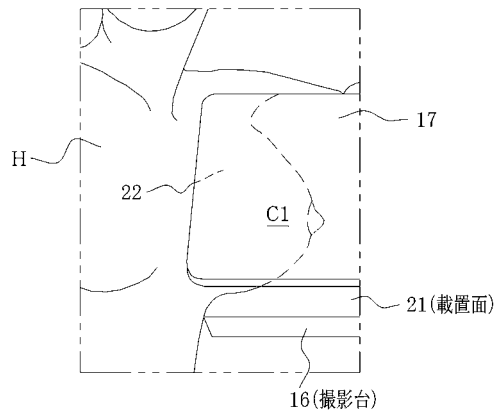
6 9 受信部
8 1 側面

【 図 1 】

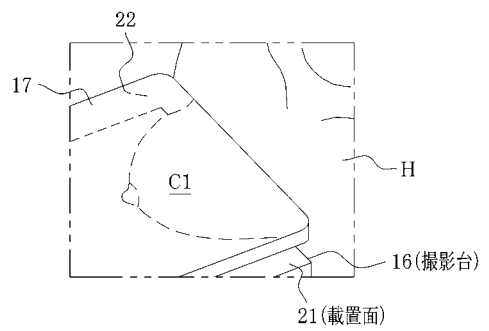


【 図 2 】

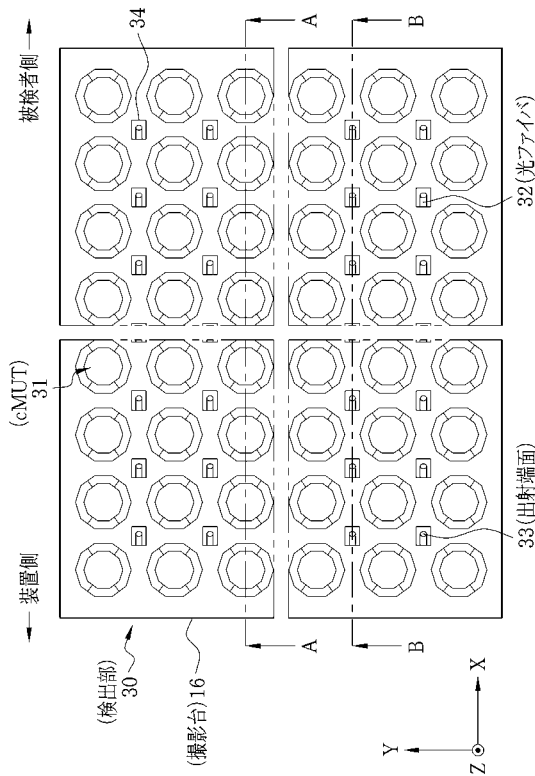
(A)



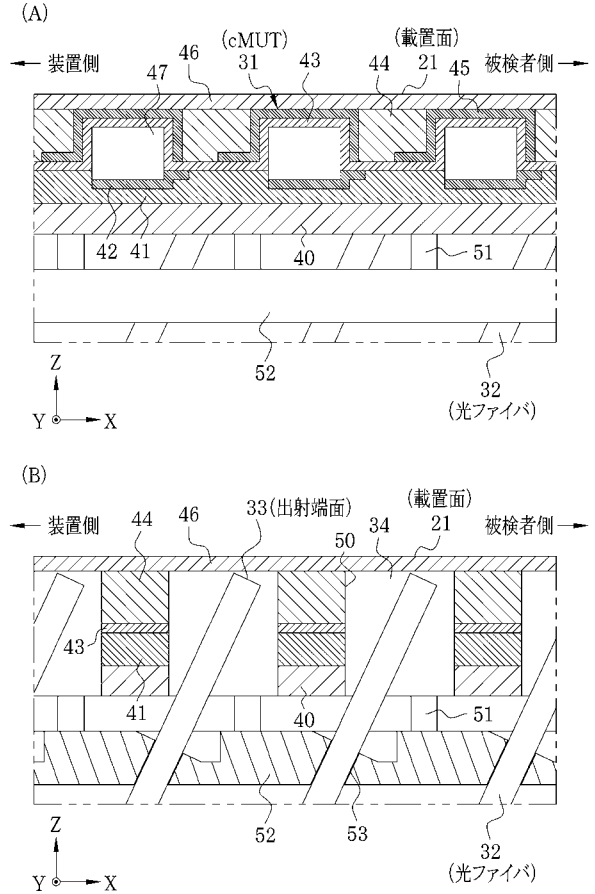
(B)



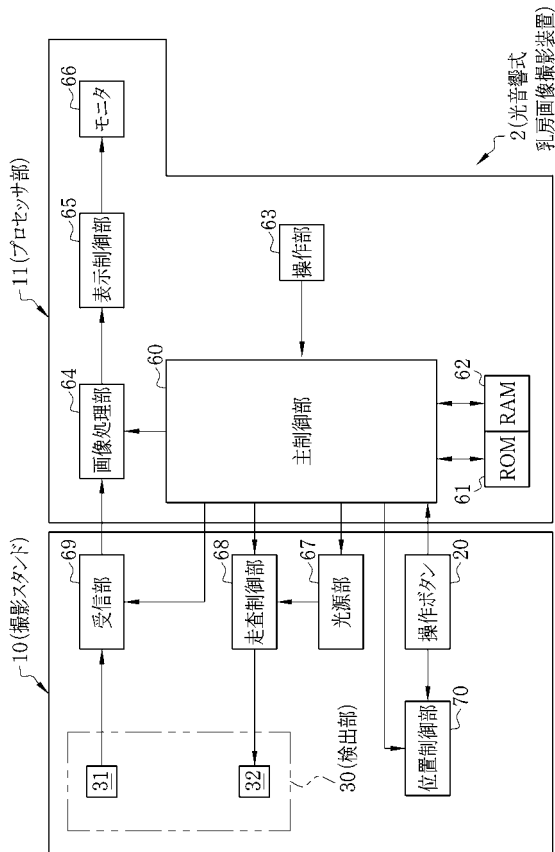
【 図 3 】



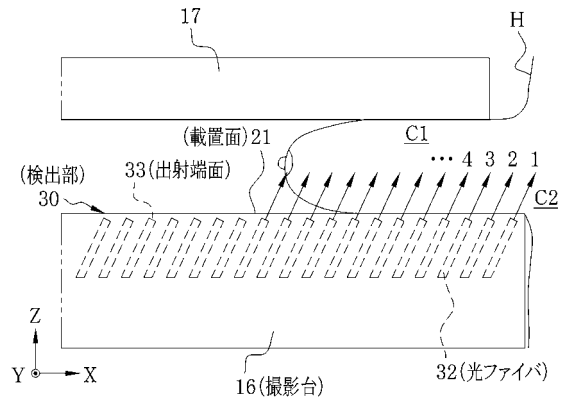
【 図 4 】



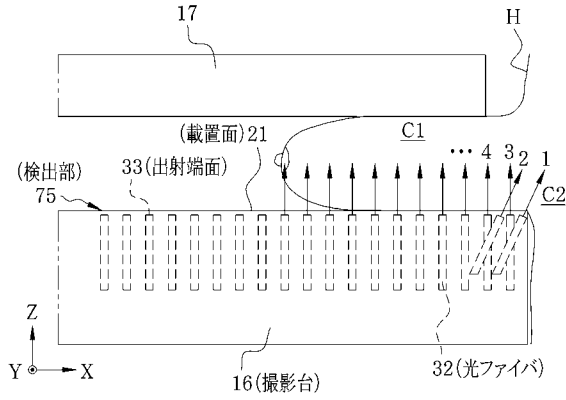
【 図 5 】



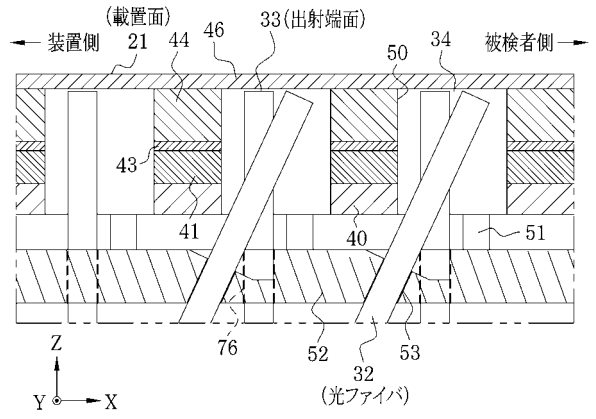
【 図 6 】



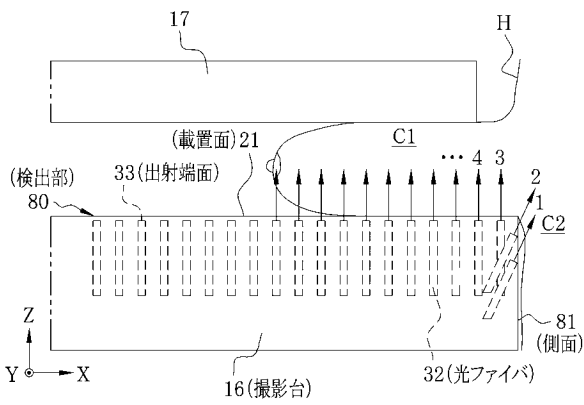
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



专利名称(译)	光音响式乳房画像摄影装置		
公开(公告)号	JP2011183057A	公开(公告)日	2011-09-22
申请号	JP2010053503	申请日	2010-03-10
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	田边 刚		
发明人	田边 刚		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/0095 A61B5/0091 A61B5/4312 G01N21/1702		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/13 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB08 4C601/DD08 4C601/DE16 4C601/EE05 4C601/EE20 4C601/GB06 4C601/JC26 4C601/JC33 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK25		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：准确诊断乳腺癌而不伤害患者。光声乳房图像捕获设备2包括在图像捕获基座16上的检测单元30，乳房C1放置在该图像捕获基座16上。检测单元30通过将多个电容检测型超声换能器 (cMUT) 31和光纤32的发射端面33以X和Y方向上的预定间距排列成矩阵而形成。光纤32设置在成像台16的X方向上朝向对象H倾斜预定角度，并且其发射端面33指向对象H侧。从对象H侧的光纤32的出射端面33发出的光不仅到达乳房C1，而且还到达其周围的胸壁部分C2。通过对声波成像获得的光声图像不仅包括乳房C1，还包括胸壁部分C2的信息。点域6

