

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5546111号
(P5546111)

(45) 発行日 平成26年7月9日 (2014.7.9)

(24) 登録日 平成26年5月23日 (2014.5.23)

(51) Int.Cl.

F I

GO 1 N 29/00 (2006.01)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)
GO 1 N 29/24 (2006.01)
HO 4 R 19/00 (2006.01)

GO 1 N 29/00 5 0 1
A 6 1 B 8/00
GO 1 N 29/24 5 0 2
HO 4 R 19/00 3 3 0

請求項の数 13 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2008-146997 (P2008-146997)
(22) 出願日 平成20年6月4日 (2008.6.4)
(65) 公開番号 特開2009-31268 (P2009-31268A)
(43) 公開日 平成21年2月12日 (2009.2.12)
審査請求日 平成23年6月2日 (2011.6.2)
(31) 優先権主張番号 特願2007-172746 (P2007-172746)
(32) 優先日 平成19年6月29日 (2007.6.29)
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 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 100126240
弁理士 阿部 琢磨
(74) 代理人 100124442
弁理士 黒岩 創吾
(72) 発明者 中川 克己
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 長永 兼一
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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波探触子、該超音波探触子を備えた検査装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波探触子であって、
光源と、

検査対象物の内部に位置する光吸収体から超音波を発生させるために前記光源からの光を該光吸収体に放射する光照射部と、

前記光照射部からの光により発生した超音波を電気信号に変換するための超音波変換部と、前記光照射部に光源からの光を導入するための、少なくとも一部に光拡散部を備える導光板とを有し、前記光源からの光は、前記超音波変換部を介することなく前記導光板に導入され、

前記光照射部は、前記超音波変換部よりも前記光吸収体側に位置しており、

前記超音波変換部の超音波受信領域内に、前記光照射部の光照射領域が含まれていることを特徴とする超音波探触子。

【請求項 2】

前記超音波受信領域と前記光照射領域が対向するように、前記超音波変換部と前記光照射部が設けられていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波探触子。

【請求項 3】

前記超音波受信領域の中心と、前記光照射領域の中心が一致していることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波探触子。

【請求項 4】

前記導光板の端面に光散乱体が設けられていることを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれかに記載の超音波探触子。

【請求項 5】

前記導光板は筐体であって、該導光板に液体を含むことを特徴する請求項 1 から 4 のいずれかに記載の超音波探触子。

【請求項 6】

前記導光板は拡散板であることを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれかに記載の超音波探触子。

【請求項 7】

前記導光板の表面に凹凸構造が設けられており、該凹凸構造により前記光照射部が構成されていることを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれかに記載の超音波探触子。

10

【請求項 8】

前記導光板の表面に光拡散機能を有する微粒子が分散されており、該微粒子により前記光照射部が構成されていることを特徴とする請求項 1 から 7 のいずれかに記載の超音波探触子。

【請求項 9】

前記導光板の表面に遮光マスク層を有しており、該遮光マスク層が設けられていない領域が前記光照射部となっていることを特徴とする請求項 1 から 8 のいずれかに記載の超音波探触子。

【請求項 10】

20

前記導光板の表面が曲面となっており、該曲面により前記光照射部が構成されていることを特徴とする請求項 1 から 9 のいずれかに記載の超音波探触子。

【請求項 11】

前記超音波変換部が容量検出型超音波探触子（CMUT）である請求項 1 から 10 のいずれかに記載の超音波探触子。

【請求項 12】

請求項 1 から 11 のいずれかに記載の超音波探触子を用いた検査装置であって、
前記超音波探触子からの超音波信号を処理する信号処理部と、
前記信号処理部からのデータを用いて画像再構成を行う画像データ処理部と、
前記画像データ処理部により得た検査対象物の情報を画像データとして表示する表示部とを有することを特徴とする検査装置。

30

【請求項 13】

請求項 12 に記載の検査装置において、前記光源より光パルスを発生させるための光制御部を備えることを特徴とする検査装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光音響効果を用いて検査するための超音波探触子（超音波プローブ）、及び当該超音波探触子を備えた検査装置に関する。

【背景技術】

40

【0002】

特許文献 1 に記載されているように、光音響効果を用いて試料の断層像もしくは三次元像を取得可能な検査装置が提案されている。この技術は光音響トモグラフィー（Photo Acoustic Tomography）として一般に知られており、その頭文字をとって PAT 技術と称されている。

【0003】

PAT 技術による撮像は以下のようにして行われる。

- 1) 試料の外部から光を照射する。
- 2) 試料内部を光が伝播する。
- 3) 試料内部に存在する光吸収係数が高い箇所にて光が吸収される。

50

- 4) 前記光吸収によって当該箇所が加熱される。
- 5) 加熱された部分が膨張する。
- 6) 膨張に伴い超音波が発生する。
- 7) 試料中を超音波が伝播する。
- 8) 伝播する超音波を超音波探触子を用いて受信する。
- 9) 到達超音波の時間差などを解析し、試料の断層像もしくは三次元像を再構成する。

【0004】

このように、PAT技術は、比較的単純な処理に基づいていることや、光源や超音波探触子自体はそれぞれ他の用途に用いられている部材がそのまま利用できること等から、研究機関を中心として検討が進められている。特に、高解像な断層像を得るための生体情報検査装置への応用が期待されている。

10

【0005】

ところで、PAT技術には、検査対象物に近い位置から光を当該対象物に照射させたいという要求があるものの、受信装置である超音波探触子自身がそれを邪魔してしまうという課題がある。

【0006】

そこで、特許文献2においては、この課題を解決するために図11に示す超音波探触子1100が提案されている。

【0007】

図11の1110は超音波変換部(変換素子)を示し、所定の間隔で配列されている。この隙間に光ファイバ1120(光照射部)が設けられ、ここから検査対象物に向かって所定の光が放射される。検査対象物の内部の組織(光吸収体)は光吸収により生じた超音波は超音波変換部1110により電気信号に変換される。

20

【0008】

このように、特許文献2では、各超音波受信領域の間に光照射領域を設けているため、超音波探触子1100の周辺から光を放射する場合に比べ、超音波探触子自身の陰による影響が少なくなる。

【特許文献1】米国特許第4385634号明細書

【特許文献2】米国特許2005/0004458明細書

【発明の開示】

30

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかしながら、特許文献2に記載された超音波探触子であっても、超音波受信領域と光照射領域が異なる場所に設けられているため、生体の皮下の最も浅い部分に位置する毛細血管を観察する場合等にはさらなる感度の向上が望まれる。

【0010】

そこで本発明は、光音響効果を用いて検査対象物の内部構造の画像化するのに最適な新規な超音波探触子、及び該超音波探触子を用いた検査装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

40

本発明に係る超音波探触子は、光源と、検査対象物の内部に位置する光吸収体から超音波を発生させるために前記光源からの光を該光吸収体に放射する光照射部と、前記光照射部からの光により発生した超音波を電気信号に変換するための超音波変換部と、前記光照射部に光源からの光を導入するための、少なくとも一部に光拡散部を備える導光板とを有し、前記光源からの光は、前記超音波変換部を介することなく前記導光板に導入され、

前記光照射部は、前記超音波変換部よりも前記光吸収体側に位置しており、前記超音波変換部の超音波受信領域内に、前記光照射部の光照射領域が含まれていることを特徴とする。

【発明の効果】

【0012】

50

本発明によれば、超音波効果を用いて検査対象物の内部構造の画像化するのに最適な新規な超音波探触子、及び該超音波探触子を用いた検査装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

本発明による超音波探触子の基本的な概念を図10によって説明する。図10(a)は断面図を示し、図10(b)は超音波の入射側より見た平面図を示す。

【0014】

1300は超音波探触子、1301は個々の超音波変換部を示す。超音波変換部1301は超音波受信面1302を共有する。

【0015】

個々の超音波変換部は超音波受信面において1303に示す様な受信感度を持つ超音波受信領域を有する。1304は個々の光照射部を示す。この光照射部1304は超音波受信面1302の前方に配置され、検査対象物1306に対して光を照射する領域である光照射領域を有する。

【0016】

なお、超音波受信領域1303が光照射部1304を含んでさえいれば超音波受信面全体に広がっていても良い。すなわち、超音波受信領域内に光照射領域が含まれていれば良い。もっとも、図10に示したように超音波受信領域と、光照射領域とが対向するように設けることが、光の利用効率の観点から好ましい。さらに、超音波受信領域の中心と光照射領域の中心が一致していることがより好ましい。

【0017】

検査対象物の中に光吸収体1307があると、光照射部1304から検査対象物1306に向かって放射された光1305が吸収されて発熱し、ここから超音波1308が強く放射され超音波変換部によって受信される。

【0018】

光が超音波受信領域の直前の領域から放射されるため、光吸収体1307が検査対象物1306の極く表面近傍に存在する場合にも高感度で検出ができる。また光照射部が超音波受信面の前方にあるため、超音波探触子1300の基板に孔を開ける必要がなく、CMUT(容量検出型超音波探触子)の様なシリコン基板上に作製される超音波探触子の場合にも製作が容易になる。

【0019】

(第1の実施形態)

第1の実施形態に係る発明について図1を用いて説明する。

【0020】

図1において、100は超音波探触子、110は光源、120は光を拡散させるための拡散板、130は照射される光である。

【0021】

すなわち、図1に示すように、超音波受信面側に、光を拡散させるための拡散板120を用いて、該超音波変換部が超音波を受信する方向と反対方向に向かって光を照射する。

【0022】

本発明は生体等の検査対象物質と光源、および検査対象物質と超音波探触子との物理的な距離をなるべく短くすることにより、光源からの光や体内から発せられる超音波の生体による減衰を低減しようとするものである。

【0023】

図1を具体化する形態のひとつとして、いわゆるエッジライト方式の液晶用バックライトが挙げられる。

【0024】

エッジライト方式のバックライトとは、携帯電話やノート型PCなど中小型液晶ディスプレイに用いられる背面照明方式であって、光源・導光板・拡散板から構成される面発光体である。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 5 】

図 2 において、2 1 0 は、駆動すべき超音波振動子を選択するスイッチ回路を含む回路基板、2 2 0 は超音波探触子、2 3 0 は探触子内に包含される複数の超音波振動子である。2 4 0 は光源、2 5 0 は導光板である。このような構成により、超音波探触子の直下領域に位置する測定対象物に対して光の照射が可能となる。

【 0 0 2 6 】

なお、光源 2 4 0 は前記導光板の側面にひとつ、もしくは複数個配設される。

【 0 0 2 7 】

そして、導光板 2 5 0 の中を光は全反射を繰り返しながら伝達し、導光板 2 5 0 の面内に全反射条件を崩すような形状あるいは散乱体を設けることで導光板 2 5 0 の外側に光を取り出すことで、面状に発光する仕組みとなっている。

10

【 0 0 2 8 】

これら形状や散乱体の制御により、面内の輝度分布が最小になるよう設計できるが、導光板 2 5 0 のみでは面内での発光量のばらつきを十分に抑制することは必ずしも容易ではない場合がある。

【 0 0 2 9 】

このため、拡散板などを用いて出射光量の面内分布を平均化し、均一な光量の面発光体とするのが好ましい。

【 0 0 3 0 】

液晶ディスプレイにおける拡散板の役割は、こうした表示面内にて均一な明るさの画像を得ること、および様々な角度から観測したときの著しい輝度変化を抑制することが主たる目的である。

20

【 0 0 3 1 】

これに対し、本実施形態に係る超音波探触子においては、むしろ光の面密度を低下させつつより多くの光量を照射させることが主たる目的である。つまり、生体に入射させることが可能な単位面積あたりの光の密度は工業規格によって定められており、これを超えた光照射を行うことはできない。

【 0 0 3 2 】

従って、光音響効果を最大限に高めるためには、より多くの光量を照射することが求められる。そのため、光密度の面内分布はなるべく少ない方が好ましいため、本実施形態に係る超音波探触子についても拡散板が用いられる。

30

【 0 0 3 3 】

このとき、生体内の腫瘍など、検査対象の物質に効率よく光照射するためには、光源からの光が最短距離で検査対象物質に到達することが好ましい。つまり、面光源の法線方向への光量が多くなるよう設計することが好ましい。

【 0 0 3 4 】

本発明に適用され得る光源は、測定対象物質の吸収が顕著にあらわれる波長の光源が好ましく、他の生体物質を透過し易い波長域の採用が好ましいため、近赤外領域の波長から適宜選択される。このとき、単色性の点から、近赤外光レーザを用いることが好ましい。

【 0 0 3 5 】

導光板に関して、近年 LCD のフレキシブル化を目指し、薄型の導光板が開発されており、これを好適に用いることが可能である。例えば、米国特許第 6 7 7 3 1 2 6 号明細書に記載の技術を用いることができる。こうした導光板は、インプリント法などを用いて、超音波探触子の上に直接導光板を形成してもよい。

40

【 0 0 3 6 】

LCD 用バックライトの高効率化と同様に、本発明でも多くの光を生体に入射させることが必要である。したがって、導光板から出射する光を高めるために、例えば米国特許第 6 9 6 7 6 9 8 号明細書に記載の技術などを採用することができる。

【 0 0 3 7 】

導光板を用いる場合も、生体により多くの光を照射するためには導光板に光反射層を設

50

けておくことが好ましい。

【0038】

この光反射層は通常金属反射板で構わないが、本発明の場合には生体に対して可視光に限らず、近赤外光などさまざまな波長の光が用いられるので、必要な波長帯における反射率の高い金属を用いることが好ましい。

【0039】

このとき、高効率化のためにも反射率は90%以上あることが好ましい。

【0040】

なお、光反射層の反射率、あるいは発光体の発光効率が小さい場合には、光出射部において熱を発生することになり、測定誤差の原因となる。そのため、用いる超音波探触子は放熱効果を高めておくことが好ましい。

10

【0041】

ここで、導光板の厚みは、超音波検出部で検出する超音波の波長を λ としたときに、 $0.25 \times \lambda$ となるように構成することができる。この導光板を構成する部材の音響インピーダンスは、少なくとも前記超音波変換部の音響インピーダンスと検査物の音響インピーダンスとの間の値にするのがよい。導光板の音響インピーダンスは、前記超音波変換部の音響インピーダンスと検査物の音響インピーダンスとの相乗平均の値にすることができる。

【0042】

前記超音波変換部は、PZTなどの圧電体や半導体を用いて形成できる。また、前記超音波変換部は、複数の素子に分離されたもの、あるいは超音波振動素子群をアレイ状に配置して構成することもできる。なお、本発明において、超音波受信手段としては、特に限定されるものではなく、磁歪現象、電歪効果、静電引力と容量変化、光による検出なども利用することができる。

20

【0043】

なお、前記超音波探触子によって、超音波の送受信を行ない、反射超音波を処理することで画像を構成することもできる。前記反射超音波を処理することで構成した画像と、光音響効果によって得られた画像とを重ねて表示することもできる。また、前記反射超音波を処理することで構成した画像と、光音響効果によって得られた画像とを並べて表示することもできる。

30

【0044】

また、本発明に係る超音波探触子は、受光素子を備えていてもよい。この受光素子は、入射光の光量や分布の測定ならびにキャリブレーション、光を観察対象に透過させることで観察対象内を可視化する拡散光トモグラフィー(DOT: Diffuse Optical Tomography)の受光部として使用することができる。

【0045】

(第2の実施形態)

第2の実施形態に係る発明について図3を用いて説明する。図3は本実施形態に係る発明の断面図である。

【0046】

40

310は圧電素子やCMUT等の超音波変換部、320は光源から入力される入力光、330は散乱体、340は検査対象物、350は導光板の端面、360はレーザ光、370は導光板、380は超音波探触子の基板である。

【0047】

超音波探触子の基板380の上に超音波変換部310が2次元アレイ状に配置される。一例をあげると、基板380は3cm四方の正方形、超音波変換部310は1個が0.5mm角の大きさであって、これを縦横2mmのピッチで配置する。超音波変換部310がCMUTの場合はその大きさにより周波数帯域が変化するため、必要に応じて個々が所望の帯域を持つ小さい超音波変換部を複数並べて電極を共通化して駆動する。

【0048】

50

超音波変換部 310 側の基板 380 の表面には導光板 370 が配置されている。導光板 370 の端部からレーザ光 320 が照射され、この光が導光板 370 を伝播する。

【0049】

レーザ光 320 は導光板 370 を伝播後、端面 350 に設けられている光散乱体 330 により散乱し、検査対象物 340 内へ導かれる。ここで光散乱体 330 は、レーザ光 360 の入射軸に対して垂直な導光板 370 の面において、レーザ入射面を除く 3 面に配置されることが好ましい。これにより、効率よく検査対象物 340 内へ光を導くことが可能となる。また、導光板 370 は、ビニールやガラスなどで構成された中空形状の筐体であり、その中を水などの液体で満たすことが好ましい。

【0050】

特に検査対象物 340 や超音波変換部 310 と接する部分は超音波をよく透過するマイラー膜などを使うことが好ましい。これにより、固体で構成された導光板よりも、検査対象物 340 内より発生した超音波を効率よく、超音波変換部 310 へ導くことが可能となる。また、光散乱体 330 は、使用する波長よりも大きい形状の凹凸であれば、どのような形状を用いてもかまわない。

【0051】

(第3の実施形態)

第3の実施形態に係る発明について図4を用いて説明する。ここで図4(a)は本実施形態に係る発明の断面図であり、図4(b)は平面図である。

【0052】

400 は超音波探触子の基板であって、この上に圧電素子やCMUT等の超音波変換部 401 が2次元アレイ状に配置される。

【0053】

超音波変換部 401 側の基板 400 の表面には導光板 402 が配置されている。導光板 402 の端部には光ファイバの末端 403 が固着されている。導光板 402 は検査対象物 404 と音響結合材 405 を介して接触する。

【0054】

光ファイバ 403 を伝播してきた光 406 は、導光板 402 の端部から導光板 402 内部に導入される。導光板 402 に入った光は 407 の様に内部に伝播し、さらに光照射部 408 から符号 409 で示すように検査対象物 404 に向けて放射される。ここで検査対象物 404 の内部に光吸収体 410 があると、この光吸収体 410 は選択的に温度が上昇することとなり、光音響波 411 を発する。この光音響波 411 は音響結合材 405 を介して超音波変換部 401 に受信される。

【0055】

ここで、光ファイバ 403 から導光板 402 への光の導入を促進するには、光ファイバ 406 の側面部 412 に凹凸構造を設けたり、ファイバに光拡散機能を持つ微粒子を分散させたりすると良い。

【0056】

また、光の導入はなるべく導光板 402 の端部全体に亘って均一に行われることが望ましい。光の導入が不均一だと基板の縦方向で光の照射強度にむらが生じるからである。そこで光ファイバ側面部 412 の凹凸構造の大きさや微粒子の分散度を調整して、光 406 の導入側から奥に向かって分散度の程度を高めることが好ましい。導光板 402 からの光の放射 409 も基板全体に亘って均一に行われることが好ましい。

【0057】

また特に検査対象物 404 の表面から浅い位置にある光吸収体 410 を見る場合、光は超音波変換部 401 の直上に設けた光照射部 408 から選択的に導入するのが効率的である。そのためには、導光板 402 の屈折率を音響結合材 405 の屈折率より大きくなるように構成し、全反射によって光 407 を導光板 402 の内部に閉じ込めることができる。

【0058】

また、光照射部 408 において選択的に導光板 402 の表面に凹凸構造を設ける構成や

10

20

30

40

50

、導光板 402 内部に光拡散機能を有する微粒子を分散させることによって光が拡散するように構成することができる。なお、光 407 の導入側から奥に向かって拡散の機能を高めることが好ましい。

【0059】

一方、導光板 402 は光吸収体 410 からの超音波 411 をその厚さ方向に効率よく伝播しなくてはならない。そのためには、検査対象物 404 と超音波変換部 401 の材質との中間程度の音響インピーダンスを持つことが好ましい。かつ超音波変換部の振動を妨げないため、大きな(0.5に近い)ポアソン比をもつことが好ましい。以上の様な要求を満たす材料としては従来 1 次元超音波探触子の音響レンズ用に用いられてきたシリコンゴムが好適である。

10

【0060】

またシリコンゴムの可視光や近赤外光に対する屈折率は 1.4 ~ 1.5 程度であるため、光閉じ込めの観点から音響結合材 405 としては、水(屈折率 1.33)やエタノール(屈折率 1.37)等を用いることができる。

【0061】

また、シリコンゴムの表面に凹凸構造を設ける場合、凹凸構造の大きさは光拡散の観点からは光の波長(0.5 ~ 1.5 μm)以上の必要がある。なお、超音波の波長(周波数 1 ~ 10 MHz で 1.5 ~ 0.15 mm)近くなると超音波を散乱するので、両者の間の値を選択する必要がある。

【0062】

また、分散させる微粒子としては例えば 2 μm 程度の SiO_2 を用いることができる。

20

【0063】

また導光板 402 と基板 400 や超音波変換部 401 の間に光反射面 413 を設けると、光の利用効率を高められるばかりでなく、基板表面等での不要な超音波(雑音)の発生を防止する効果もある。また導光板 402 に光を導入しない端部がある場合は光反射層 414 を設けることにより、光を効率的に利用できる。

【0064】

(第4の実施形態)

第4の実施形態に係る発明について図5を用いて説明する。第3の実施形態と共通の部分については説明を省略する。

30

【0065】

本実施形態においては、光照射部 408 を導光板 402 の表面を曲面とすることにより構成する。光学的には、この曲面の導入によって導光板 402 と音響結合材 405 との屈折率差による全反射条件を満たさなくなり、ここから光が検査対象物 404 に放射される。

【0066】

また図5の様に曲面が上に凸であれば、音響学的にはシリコンゴムの音速が 900 ~ 1000 m/秒、水の音速が 1480 m/秒なので、超音波に対して凸レンズの作用を有する。そのため、超音波変換部 401 が、その配列の間隔よりかなり小さい場合でも、超音波のエネルギーを効率的に超音波変換部 401 に取り込むことができる。また超音波変換部 401 の間隔を広めを取ることは、個々の超音波変換部間の混信を防ぎ画像の質を高める効果がある。

40

【0067】

(第5の実施形態)

第5の実施形態に係る発明について図6を用いて説明する。第3、第4の実施形態と共通の部分については説明を省略する。

【0068】

本実施形態においては、導光板 402 の屈折率を音響結合材 405 の屈折率より低く設定する。そのため光閉じ込め条件が満たされず、光は検査対象物 404 に向かって放射される。

50

【 0 0 6 9 】

但し導光板 4 0 2 の表面に光照射部 4 0 8 に開口を有する遮光マスク層 6 0 0 を設けることによって、光を効率的に利用できる。すなわち、遮光マスク層 6 0 0 が設けられていない領域（開口部）が光照射部となっている。

【 0 0 7 0 】

なお、図 4 で説明したように、光 4 0 7 の導入側の開口を小さめに、奥の開口を大きめに設定することによって均一な強度の光を照射できる。

【 0 0 7 1 】

本実施形態においては、一般に粘度の高い音響結合材 4 0 5 が使用できる。例えばグリセリン（屈折率 1 . 4 7 ）を用いることにしても、これより屈折率の低い適切なシリコーンゴムを選択すれば光閉じ込めが起こらない様に設定できる。粘度の高い音響結合材 4 0 5 は検査対象物 4 0 4 と導光板 4 0 2 の間に挿入しても外部に漏れ出し難いので使い易い。

10

【 0 0 7 2 】

（第 6 の実施形態）

第 6 の実施形態に係る発明について図 7 を用いて説明する。

【 0 0 7 3 】

本実施例においては乳房の診断（マンモグラフィー）の場合への本発明の適用例を説明する。

【 0 0 7 4 】

図 7 は電磁波の放射源として光源（ここでは光ファイバ）1 0 0 1 を用意して乳房 1 0 0 0 を照射する場合を示す。ここで乳房は光 1 0 0 2 に対して透明なプレート 1 0 0 3 と、透明でかつ超音波 1 0 0 4 をよく伝播するプレート 1 0 0 5 によって挟まれている。

20

【 0 0 7 5 】

ここで、1 0 0 7 は、上記実施形態で説明した超音波探触子である。このように、乳房 1 0 0 0 に対して、符号 1 0 0 2 と符号 1 0 0 8 で示したように、両側から光を乳房 1 0 0 0 に対して照射することができるため、癌に伴う新生血管 1 0 0 6 の様な光を強く吸収する組織を、強いコントラストを有した画像を得ることができる。また、超音波探触子 1 0 0 7 として、上記実施形態で説明した超音波探触子を用いることにより、従来は影となっていた部分を光 1 0 0 8 によって効果的に照明できる。

30

【 0 0 7 6 】

（第 7 の実施形態）

第 7 の実施形態に係る発明について図 8 を用いて説明する。

【 0 0 7 7 】

本実施形態においても乳房の診断の場合への適用例を説明する。本実施形態では、第 6 の実施形態の超音波探触子 1 0 0 7 が 2 つ設けられている。すなわち、第 1 の超音波探触子と、第 2 の超音波探触子が設けられている。

【 0 0 7 8 】

ここで 2 つの超音波探触子 1 0 0 7 は、独立した光源を備え、共通の光制御部の作用により、同時に光パルスが発生するように構成しても良い。また、共通の光源からの光パルスが分割されて導波路により各超音波探触子に伝播され各々の光照射部より放射するように構成してもよい。

40

【 0 0 7 9 】

本実施形態の様に複数の超音波探触子により異なる方角から入射した受信信号を合成処理すると、欠陥（アーティファクト）の少ない画像データを得ることが出来る。

【 0 0 8 0 】

なお、各超音波探触子是对向するように配置しても良いが、図 8 に示す様に対向しない状態で作動しても良い。特に乳房の先端部に近い位置に新生血管 1 0 0 6 が存在する場合、上部の超音波探触子 1 0 0 7 により十分な照度で新生血管が照射できれば、発生した光音響波は乳房との接触面が広い下部の超音波探触子 1 0 0 7 によって受信することも効果

50

的である。

【 0 0 8 1 】

(第 8 の実施形態：検査装置)

上記実施形態に記載されている超音波探触子を用いて検査装置を構成することができる。ここで検査装置とは、前述の P A T 技術を利用した超音波画像形成装置が該当する。そのため、本実施形態に係る検査装置においては、該超音波探触子からの受信信号を用いて、検査対象物の内部情報を画像データとして表示する表示部とを有する。

【 0 0 8 2 】

内部情報とは、例えば、断層像であったり、三次元形状であったり、検査対象の構成物に関するパラメータを画像化したものである。

10

【 0 0 8 3 】

具体的に検査装置を構成した場合の例を示す。図 9 には例えば図 2 で説明した超音波探触子 (プローブ 9 0 0) が記載されている。

【 0 0 8 4 】

9 2 0 は光源の波長、駆動タイミング、出力を制御するための光制御部であり、9 3 0 は超音波によって検査対象物の内部を走査して観察するための超音波送信部である。P A T 技術による場合は、必ずしも超音波の送信は行わなくてもよい。9 1 0 は、超音波変換部である超音波振動子群から出力される信号を有線あるいは無線で送信し、その信号を受信するための受信部である。

【 0 0 8 5 】

20

9 6 0 は信号処理部であり、光音響信号処理部 9 6 1 と超音波信号処理部 9 6 2 とを含み構成される。

【 0 0 8 6 】

光音響信号処理部 9 6 1 は、振動子群から得られた超音波信号を演算処理することで、検査対象物内で発生した光音響信号の方向と強度を算出する。

【 0 0 8 7 】

超音波信号処理部 9 6 2 は、超音波の送信を行った場合にその送信方向に応じて超音波の反射強度を演算処理する。なお、超音波の送信を行わない場合には、この超音波処理部 9 6 2 は省略することもできる。

【 0 0 8 8 】

30

9 5 0 は画像データ処理部であり、ここで画像再構成、座標変換、エッジ強調、コントラスト調整、光音響信号による画像と超音波による画像の重ね合わせなどが実施される。そして、画像データ処理部 9 5 0 により処理されたデータがモニター 9 7 0 により表示される。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 8 9 】

【図 1】第 1 の実施形態に係る発明を説明するための図である。

【図 2】第 1 の実施形態に係る発明を説明するための図である。

【図 3】第 2 の実施形態に係る発明を説明するための図である。

【図 4】第 3 の実施形態に係る発明を説明するための図である。

40

【図 5】第 4 の実施形態に係る発明を説明するための図である。

【図 6】第 5 の実施形態に係る発明を説明するための図である。

【図 7】第 6 の実施形態に係る発明を説明するための図である。

【図 8】第 7 の実施形態に係る発明を説明するための図である。

【図 9】第 8 の実施形態に係る発明を説明するための図である。

【図 1 0】本発明による超音波探触子の基本的な概念を示す図である。

【図 1 1】従来技術について説明するための図である。

【符号の説明】

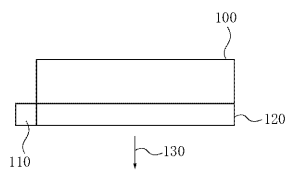
【 0 0 9 0 】

1 0 0 超音波探触子

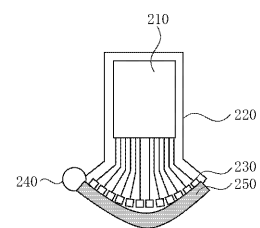
50

1 1 0 光源
1 2 0 導光板
1 3 0 光

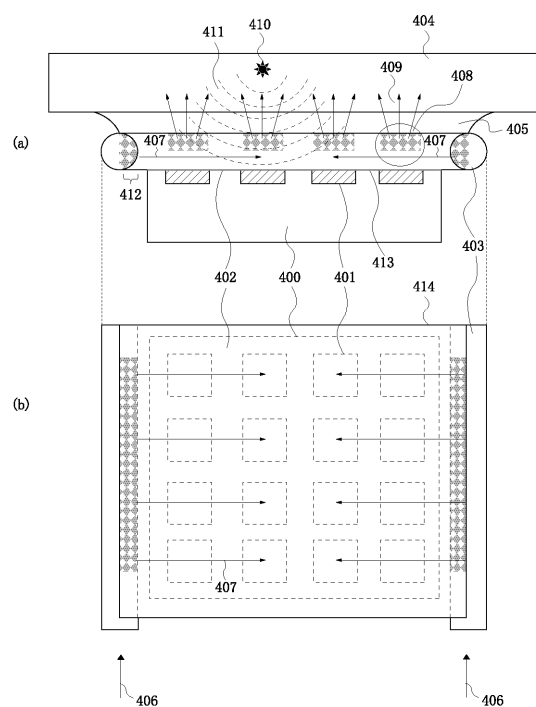
【図 1】



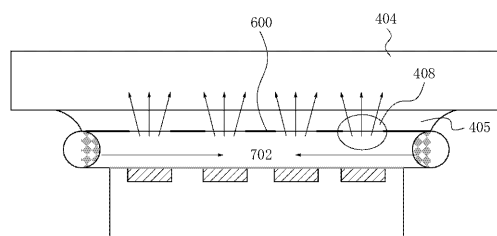
【図 2】



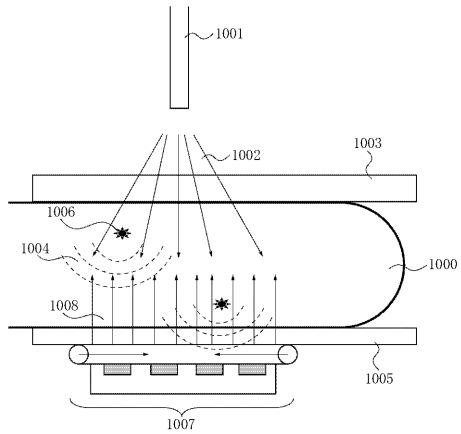
【圖 4】



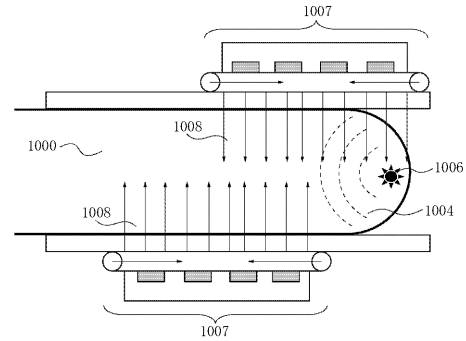
【 図 6 】



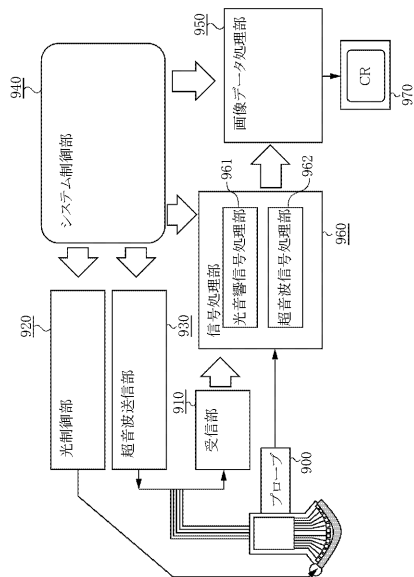
【図 7】



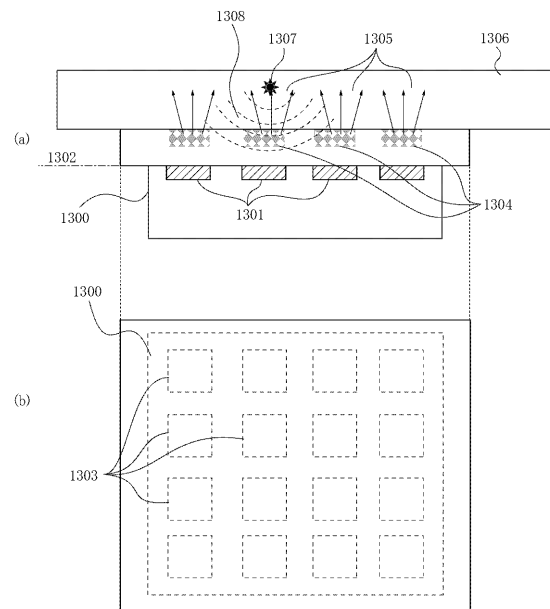
【図 8】



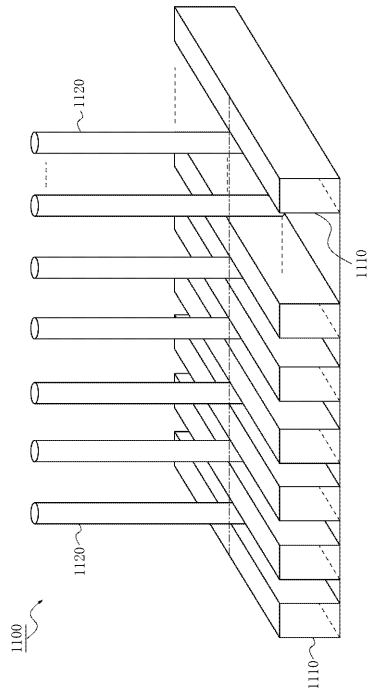
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

- (72)発明者 福谷 和彦
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 浅尾 恭史
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

審査官 比嘉 翔一

- (56)参考文献 特開2004-147940(JP,A)
特開平07-181489(JP,A)
特開平09-145683(JP,A)
特開2002-328118(JP,A)
特開平10-197496(JP,A)
特開平09-264839(JP,A)
特開平02-285241(JP,A)
特開2006-242816(JP,A)
特開2004-006245(JP,A)
特開2005-021380(JP,A)
特開昭63-054151(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
- G01N 29/00 - 29/52
A61B 8/00 - 8/15
JSTPlus(JDreamIII)

专利名称(译)	超声探头，检查装置配有超声波探头		
公开(公告)号	JP5546111B2	公开(公告)日	2014-07-09
申请号	JP2008146997	申请日	2008-06-04
[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		
当前申请(专利权)人(译)	佳能公司		
[标]发明人	中川克己 長永兼一 福谷和彦 浅尾恭史		
发明人	中川 克己 長永 兼一 福谷 和彦 浅尾 恭史		
IPC分类号	G01N29/00 A61B8/00 G01N29/24 H04R19/00		
FI分类号	G01N29/00.501 A61B8/00 G01N29/24.502 H04R19/00.330		
F-TERM分类号	2G047/AA12 2G047/AC13 2G047/CA04 2G047/EA05 2G047/GB02 4C601/DE16 4C601/EE03 4C601/GB06 4C601/GB50 5D019/DD01		
代理人(译)	佐藤安倍晋三 黑岩Soware		
优先权	2007172746 2007-06-29 JP		
其他公开文献	JP2009031268A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种新型超声波探头，它是利用光声效应拍摄检查目标内部结构图像的最佳选择，以及一种采用超声波探头的检查设备。
 解决方案：该超声波探头包括一个光照射被配置为辐射用于从光吸收器产生超声波的光的部分，被配置为将来自光照射部分的光产生的超声波转换为电信号的超声波转换部分，以及用于引入来自光源的光的导光板到光照射部分。光照射部分的光照射区域包括在超声波转换部分的超声波接收区域内。

