

(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2016-43192
(P2016-43192A)

(43) 公開日 平成28年4月4日(2016.4.4)

(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 7 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2014-171912 (P2014-171912)
(22) 出願日 平成26年8月26日 (2014.8.26)

(71) 出願人 508035425
プレキシオン株式会社
東京都千代田区神田須田町1丁目14番1号
(74) 代理人 110001933
特許業務法人 佐野特許事務所
(72) 発明者 佐藤 直人
東京都千代田区神田須田町1丁目14番1号 株式会社エクストリオン内
Fターム(参考) 4C601 DE16 DE18 EE04 FF06 GA20 GA26 HH02

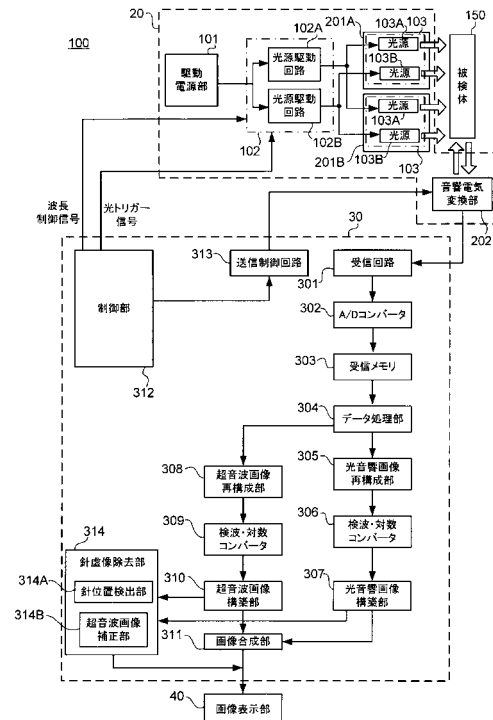
(54) 【発明の名称】 超音波画像化装置

(57) 【要約】

【課題】 穿刺針の視認性を高めることができる超音波画像化装置を提供する。

【解決手段】 被検体に超音波を出力する超音波出力部と、前記被検体内にて反射された超音波を検出する超音波検出部と、前記超音波検出部による検出信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成部と、前記被検体に光を照射可能である光源部と、前記被検体内にて発生する光音響波を検出する光音響検出部と、前記光音響検出部による検出信号に基づいて前記被検体内に穿刺された穿刺針の位置を検出する位置検出部と、前記位置検出部により検出された位置に基づいて前記超音波画像に関する制御を行う制御部と、を備える超音波画像化装置とする。

【選択図】 図1 B



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に超音波を出力する超音波出力部と、
 前記被検体内にて反射された超音波を検出する超音波検出部と、
 前記超音波検出部による検出信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成部と、
 、
 前記被検体に光を照射可能である光源部と、
 前記被検体内にて発生する光音響波を検出する光音響検出部と、
 前記光音響検出部による検出信号に基づいて前記被検体内に穿刺された穿刺針の位置を検出する位置検出部と、
 前記位置検出部により検出された位置に基づいて前記超音波画像に関する制御を行う制御部と、を備える超音波画像化装置。

10

【請求項 2】

前記超音波出力部と前記超音波検出部を含んだプローブを備え、
 前記制御部は、前記位置検出部により検出された位置から前記プローブ表面までの距離の整数倍の距離だけ前記プローブ表面から離れた位置における前記超音波画像の画素値を減少させることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像化装置。

【請求項 3】

前記超音波出力部と前記超音波検出部を含んだプローブを備え、
 前記制御部は、前記位置検出部により検出された位置から前記プローブ表面までの距離の整数倍の距離だけ前記プローブ表面から離れた位置における前記超音波画像の画素値を、前記位置周辺の画素値に基づく平均値に置き換えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像化装置。

20

【請求項 4】

前記制御部は、前記位置検出部により検出された位置に基づいて前記穿刺針に対して垂直となる方向を特定し、前記方向にて超音波を出力するよう前記超音波出力部を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像化装置。

【請求項 5】

前記光源部は、LED 素子により構成されることを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 4 のいずれか 1 項に記載の超音波画像化装置。

30

【請求項 6】

前記光源部は、半導体レーザー素子により構成されることを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 4 のいずれか 1 項に記載の超音波画像化装置。

【請求項 7】

前記光源部は、有機発光ダイオード素子から構成されることを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 4 のいずれか 1 項に記載の超音波画像化装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像化装置に関する。

40

【背景技術】

【0002】

従来、被検体（生体）内に超音波を送信し、超音波の反射波を検出することにより被検体内の断層画像（超音波画像）を生成する超音波イメージング技術が知られている。

【0003】

診断や治療等のために針を被検体内に刺入する際（いわゆる穿刺）、超音波画像上では通常、針は強反射体として描出される。しかしながら、強反射体である針が存在すると、その針で反射した反射波が超音波プローブ表面で反射し、更に針で再度反射して超音波プローブにて受信されることがある。

【0004】

50

このような多重反射現象により、超音波画像上で、針（真の像）からプローブ表面位置までの距離の整数倍（2倍や3倍等）の距離だけプローブ表面から離れた位置において虚像が表示されることが頻回に発生する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2008-188266号公報

【特許文献2】特許第4598651号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0006】

上記の虚像は、超音波画像上において強い輝度信号として描出されるが、血管壁や筋肉、石灰化した組織等も強い輝度信号として描出されるため、虚像を簡単に除去できる方法がなく、針の視認性を高めることが課題となっていた。

【0007】

なお、例えば特許文献1、2には、多重反射現象による虚像の抑制を行うための従来技術が開示されているが、穿刺針の視認性を高めることに特に着目したものではない。

【0008】

上記問題点に鑑み、本発明は、穿刺針の視認性を高めることができる超音波画像化装置を提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的を達成するために本発明の超音波画像化装置は、
被検体に超音波を出力する超音波出力部と、
前記被検体内にて反射された超音波を検出する超音波検出部と、
前記超音波検出部による検出信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成部と

、
前記被検体に光を照射可能である光源部と、
前記被検体内にて発生する光音響波を検出する光音響検出部と、
前記光音響検出部による検出信号に基づいて前記被検体内に穿刺された穿刺針の位置を検出する位置検出部と、

30

前記位置検出部により検出された位置に基づいて前記超音波画像に関する制御を行う制御部と、を備える構成としている。

【0010】

また、上記構成において、前記超音波出力部と前記超音波検出部を含んだプローブを備え、

前記制御部は、前記位置検出部により検出された位置から前記プローブ表面までの距離の整数倍の距離だけ前記プローブ表面から離れた位置における前記超音波画像の画素値を減少させることとしてもよい。

【0011】

40

このような構成によれば、超音波画像における多重反射現象による穿刺針の虚像を抑制でき、穿刺針の真の像の視認性を高めることができる。

【0012】

また、上記構成において、前記超音波出力部と前記超音波検出部を含んだプローブを備え、

前記制御部は、前記位置検出部により検出された位置から前記プローブ表面までの距離の整数倍の距離だけ前記プローブ表面から離れた位置における前記超音波画像の画素値を、前記位置周辺の画素値に基づく平均値に置き換えることとしてもよい。

【0013】

このような構成によれば、超音波画像における多重反射現象による穿刺針の虚像を周辺

50

画像になじませるようにして抑制できる。

【0014】

また、上記構成において、前記制御部は、前記位置検出部により検出された位置に基づいて前記穿刺針に対して垂直となる方向を特定し、前記方向にて超音波を出力するよう前記超音波出力部を制御することとしてもよい。

【0015】

このような構成によれば、超音波を穿刺針に対して垂直に入射させることができるので、穿刺針における反射信号の強度を強めることにより、穿刺針の超音波画像における視認性を高めることができる。

【発明の効果】

10

【0016】

本発明の超音波画像化装置によれば、穿刺針の視認性を高めることができる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1A】本発明の一実施形態に係る光音響画像化装置の概略外観図である。

【図1B】本発明の一実施形態に係る光音響画像化装置のブロック構成図である。

【図2A】本発明の一実施形態に係る超音波プローブの概略正面図である。

【図2B】本発明の一実施形態に係る超音波プローブの概略側面図である。

【図3】本発明の一実施形態に係る超音波プローブに含まれる光源部におけるLED素子の配置例を示した図である。

20

【図4】穿刺針の超音波画像の一例を示す図である。

【図5】穿刺針の光音響画像の一例を示す図である。

【図6】超音波画像の補正例を示す図である。

【図7】本発明の第2実施形態に係る画素値の補正方法の一例を説明するための図である。

【図8】本発明の第3実施形態に係る光音響画像化装置のブロック構成図である。

【図9】本発明の第3実施形態に係る超音波走査方向の特定方法を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

30

< 第1実施形態 >

以下に本発明の一実施形態について図面を参照して説明する。まず、図1A～図3を参照して本発明の第1実施形態に係る光音響画像化装置の構成について説明する。なお、本実施形態に係る光音響画像化装置は、超音波画像化装置としても捉えることができる。

【0019】

図1Aに概略外観を示す光音響画像化装置100は、被検体150内の断層画像情報を取得するための超音波プローブ20と、超音波プローブ20により検出された信号を処理して画像化を行う画像生成部30と、画像生成部30により生成された画像を表示させるための画像表示部40を備えている。

【0020】

40

図1Bに示すように、光音響画像化装置100は、光を生体である被検体150に照射すると共に被検体150内で発生した光音響波を検出する超音波プローブ20と、光音響波の検出信号に基づいて光音響画像を生成する画像生成部30を備えている。また、超音波プローブ20は、超音波を被検体150に送信すると共に反射波である超音波を検出することも行い、画像生成部30は、超音波の検出信号に基づいて超音波画像を生成もする。更に、光音響画像化装置100は、画像生成部30により生成された画像信号に基づき画像を表示する画像表示部40も備えている。

【0021】

超音波プローブ20は、駆動電源部101と、駆動電源部101から電力を供給される光源駆動部102と、光照射部201Aと、光照射部201Bと、音響電気変換部202

50

を備えている。光照射部 201A 及び 201B は、それぞれ光源部 103 を有している。そして、光源部 103 は、LED 光源である光源 103A 及び 103B を有している。光源駆動部 102 における光源駆動回路 102A により光源 103A が駆動され、光源駆動回路 102B により光源 103B が駆動される。

【0022】

ここで、超音波プローブ 20 の概略正面図を図 2A に、概略側面図を図 2B に示す。図 2A 及び図 2B に示すように、光照射部 201A と光照射部 201B は、互いに対向するよう Z 方向に並べて配置される。光照射部 201A 及び 201B それぞれに設けられる光源部 103 における光源の配置例を図 3 に示す。図 3 の例では、光源部 103 においては、それぞれ Y 方向に 3 列、Z 方向に 6 列 (3 × 6 個) の LED 素子から成る光源 103A 及び 103B が Y 方向に交互に配列されている。光照射部 201A 及び 201B それぞれにおいて、光源部 103 は、超音波プローブ 20 を被検体 150 に接触させたときに被検体 150 近傍に位置するよう配される。

10

【0023】

光源 103A と光源 103B とでは、LED 素子の発光波長が異なっている。光源駆動回路 102A (図 1B) によって光照射部 201A 及び 201B における光源 103A の LED 素子が発光し、被検体 150 に光が照射される。同様に、光源駆動回路 102B によって光照射部 201A 及び 201B における光源 103B の LED 素子が発光し、被検体 150 に光が照射される。なお、LED 素子はパルス光を出射するように駆動される。

【0024】

なお、図 2A 及び図 2B で示した光照射部 201A 及び 201B における構成については、例えば図 3 で示した LED 光源からの光を集光するレンズや、更に当該レンズによって集光された光を被検体へ導くアクリル樹脂等による導光部を設けてもよい。また、光源も LED 光源に限定する必要はなく、例えばレーザー光源 (半導体レーザー素子から構成される) を用いる場合は、プローブの外部に配されたレーザー光源から出射されたレーザー光を光照射部 201A 及び 201B へ導く光ファイバーを設けてもよい。または、光源部が有機発光ダイオード素子から構成されていてもよい。

20

【0025】

音響電気変換部 202 は、光照射部 201A 及び 201B に挟まれて Y 方向に配置される複数の超音波振動素子 202A から構成される。超音波振動素子 202A は、電圧を印加すると振動により超音波を発生し、振動 (超音波) が加わると電圧を発生する圧電素子である。なお、音響電気変換部 202 と被検体 150 表面の間には音響インピーダンスの差を調整する調整層 (不図示) が介在している。この調整層は、超音波振動素子 202A から発生した超音波を効率良く被検体 150 内へ伝播し、且つ被検体 150 内からの超音波 (光音響波も含む) を効率良く超音波振動素子 202A に伝播させる機能を有する。

30

【0026】

光照射部 201A 及び 201B から出射されたパルス光は、被検体 150 内へ散乱しながら入射され、被検体 150 内の光吸収体 (生体組織) により吸収される。光吸収体が光を吸収すると、断熱膨張により弾性波である光音響波 (超音波) が発生する。発生した光音響波は、被検体 150 内を伝播し、超音波振動素子 202A により電圧信号に変換される。

40

【0027】

また、図 2A 及び図 2B に示すような針 N1 が被検体 150 内に刺されている場合は、針 N1 における光の吸収 (または反射) によって光音響波が発生し、発生した光音響波は超音波振動素子 202A により電圧信号に変換される。

【0028】

また、超音波振動素子 202A は超音波を発生して被検体 150 内へ超音波を送り、被検体 150 内で反射された超音波を受信して電圧信号を生成することも行う。つまり、本実施形態の光音響画像化装置 100 は、光音響イメージングに加えて、超音波イメージングも可能となっている。

50

【0029】

画像生成部30(図1B)は、受信回路301、A/Dコンバータ302、受信メモリ303、データ処理部304、光音響画像再構成部305、検波・対数コンバータ306、光音響画像構築部307、超音波画像再構成部308、検波・対数コンバータ309、超音波画像構築部310、画像合成部311、制御部312、及び送信制御回路313を備えている。

【0030】

受信回路301は、複数の超音波振動素子202Aから一部の超音波振動素子202Aを選択し、選択された超音波振動素子202Aについての電圧信号(検出信号)を増幅させる処理を行う。

10

【0031】

光音響イメージングの場合は、例えば、複数の超音波振動素子202AをY方向に隣接する2つの領域に分割し、1回目の光照射のときはそのうち1つの領域を選択し、2回目の光照射のときに残りの1つの領域を選択する。また、超音波イメージングの場合は、例えば、複数の超音波振動素子202Aのうち一部の隣接する超音波振動素子202Aから成るグループを切替えながら超音波を発生させ(所謂リニア電子スキャン)、受信回路301でも上記グループを切替えながら選択する。

【0032】

A/Dコンバータ302は、受信回路301からの増幅後の検出信号をデジタル信号に変換する。受信メモリ303は、A/Dコンバータ302からのデジタル信号を保存する。データ処理部304は、受信メモリ303に保存された信号を光音響画像再構成部305または超音波画像再構成部308へ振り分ける機能を有する。

20

【0033】

光音響画像再構成部305は、光音響波の検出信号に基づき位相整合加算処理を行い、光音響波のデータを再構成する。検波・対数コンバータ306は、再構成された光音響波のデータについて対数圧縮処理、及び包絡線検波処理を行う。そして、光音響画像構築部307は、検波・対数コンバータ306による処理後のデータを画素毎の輝度値データに変換する。即ち、図2AにおけるXY平面上の画素毎の輝度値データとして光音響画像データ(グレースケール)が生成される。

【0034】

一方、超音波画像再構成部308は、超音波の検出信号に基づき位相整合加算処理を行い、超音波のデータを再構成する。検波・対数コンバータ309は、再構成された超音波のデータについて対数圧縮処理、及び包絡線検波処理を行う。そして、超音波画像構築部310は、検波・対数コンバータ309による処理後のデータを画素毎の輝度値データに変換する。即ち、図2AにおけるXY平面上の画素毎の輝度値データとして超音波画像データ(グレースケール)が生成される。

30

【0035】

画像合成部311は、上記光音響画像データと上記超音波画像データを合成し、合成画像データを生成する。ここで画像合成については、超音波画像に対して光音響画像を重畳させてもよいし、光音響画像と超音波画像を並列に並べてもよい。画像表示部40は、画像合成部311により生成された合成画像データに基づいて画像を表示する。

40

【0036】

なお、画像合成部311は、光音響画像データまたは超音波画像データのいずれかをそのまま画像表示部40へ出力してもよい。

【0037】

また、制御部312は、光源駆動部102に波長制御信号を送信し、波長制御信号を受信した光源駆動部102は、光源103Aまたは光源103Bのいずれか一方を選択する。そして、制御部312から光トリガー信号が光源駆動回路102に送信されると、光源駆動部102は、選択された光源103Aまたは光源103Bに駆動信号を送信する。

【0038】

50

また、送信制御回路 3 1 3 は、制御部 3 1 2 からの指示により、音響電気変換部 2 0 2 に駆動信号を送信し、超音波を発生させる。なお、制御部 3 1 2 は、他にも受信回路 3 0 1 等を制御する。

【 0 0 3 9 】

ここで、光源 1 0 3 A と光源 1 0 3 B は、互いに異なる波長の光を発光するものとして
いる。波長の設定に関しては、測定対象に対する吸収率の高い波長を選択すればよい。例
えば、光源 1 0 3 A の波長は、血液中の酸化ヘモグロビンに対する吸収率の高い 7 6 0 n
m とし、光源 1 0 3 B の波長は、血液中の還元ヘモグロビンに対する吸収率の高い 8 5 0
n m とすればよい。この場合、例えば光源 1 0 3 A を発光させて被検体 1 5 0 に 7 6 0 n
m の波長の光を照射すると、被検体 1 5 0 内の動脈血管や腫瘍等に含まれる血液中の酸化
ヘモグロビンに光が吸収されることで光音響波が発生し、光音響画像構築部 3 0 7 におい
て動脈血管や腫瘍等を含む光音響画像が生成される。

10

【 0 0 4 0 】

また、本実施形態では、画像生成部 3 0 は、針虚像除去部 3 1 4 も備えており、以下こ
れについて詳細に説明する。

【 0 0 4 1 】

針を被検体 1 5 0 内に穿刺した状態で超音波振動子 2 0 2 A から超音波を発生させて超
音波画像 (B モード画像) を生成する際、強反射体である針で反射された超音波は超音波
プローブ 2 0 表面で反射され、更に針で再度反射されて超音波振動子 2 0 2 A で受信され
る多重反射現象が生じる。

20

【 0 0 4 2 】

このような多重反射現象により、生成される超音波画像においては、例えば図 4 に示す
ように、針の真の像に加えて、針の虚像が描出される (なお、実際には針の他に血管や筋
肉等の画像も描出される) 。この虚像は、超音波による走査方向 (図 4 の縦方向) への真
の像から超音波プローブ 2 0 表面までの距離の整数倍の距離だけ超音波プローブ 2 0 表面
から上記走査方向へ離れた位置に生じる。図 4 の例では、整数倍として 2 倍及び 3 倍の距
離の位置にそれぞれ虚像が生じている。

【 0 0 4 3 】

このような超音波画像における虚像を針虚像除去部 3 1 4 によって除去する。ここで、
超音波画像構築部 3 1 0 によって超音波画像が生成されるのとほぼ同時に、光音響画像構
築部 3 0 7 によって光音響画像が生成される。例えば、図 4 に対応して図 5 のような光音
響画像が生成される。図 5 の例では、針の虚像は生じず、真の像のみが描出されている。

30

【 0 0 4 4 】

針虚像除去部 3 1 4 が備える針位置検出部 3 1 4 A は、生成された光音響画像データに
対してエッジ検出処理を行い、更にハフ変換処理を行う。ハフ変換処理は、画像から直線
を検出する公知の画像処理方法である。針位置検出部 3 1 4 A は、ハフ変換処理に基づき
直線候補位置 (画素位置) を検出する。図 5 に示した光音響画像の例では、実際には針の
他に直線状である血管等も描出されるが、ハフ変換処理の検出閾値を調整することで針に
対応する直線候補位置 (図 5 の真の像における直線位置) のみを抽出することが可能であ
る。

40

【 0 0 4 5 】

ここで、超音波画像においては超音波走査方向に配列された画素からなるライン (以下
、音線) L_n が定義される。例えば図 4 に示す超音波画像においては、縦方向に延びるラ
インである音線 L_n が定義される。音線 L_n は、直線候補位置の始点に対応する音線 L_0
から終点に対応する音線 L_x まで存在する ($n = 0 \sim x$) 。

【 0 0 4 6 】

針虚像除去部 3 1 4 に備えられる超音波画像補正部 3 1 4 B は、超音波画像データにつ
いて、音線 L_n において、直線候補位置における画素位置から超音波プローブ 2 0 表面ま
での距離 (画素数) D_n の整数倍の距離だけ超音波プローブ 2 0 から離れた画素位置を特
定する。図 4 の例では、音線 L_n において、直線候補位置における画素位置 P_0 から超音

50

波プローブ20表面(上端)までの距離 D_n の2倍及び3倍の距離だけ上端から離れた画素位置 P_1 及び P_2 が特定される。つまり、超音波画像上の虚像における画素位置 P_1 及び P_2 が特定されることになる。

【0047】

そして、超音波画像補正部314Bは、特定された画素位置における輝度値を低減させる。低減方法としては、例えば、対応する直線候補位置の画素位置(図4では P_0)における輝度値の半分の値だけ輝度値を低減させる。または、例えば、特定された画素位置における輝度値を半分とすることで低減させてもよい。なお、輝度値の低減は、特定された画素位置のみならず、音線 L_n における当該画素位置近傍の画素位置(例えば隣接する画素位置)においても行ったほうが望ましい。

10

【0048】

超音波画像補正部314Bによるこのような処理は、各音線 L_n ($n=0\sim x$)について行われる。これにより、虚像を抑制するように超音波画像を補正できる。例えば図4の超音波画像を補正したものと、図6のような虚像を抑制した超音波画像を得ることができる。このように補正された超音波画像データに基づき画像表示部40に超音波画像が表示されるので、ユーザーは、穿刺針の真の像を視認性良く確認できる。

【0049】

なお、上記整数倍については、真の像の最も近くに描出される虚像(図4であれば画素位置 P_1 の虚像)の輝度値が高いことを考慮し、少なくとも2倍とすればよい。

【0050】

また、超音波である光音響波の反射によって光音響画像において虚像が生じる場合(例えば図5に虚像が生じる)を考慮すると、ハフ変換処理によって直線候補位置が複数検出されたとしても、その中から最もプローブ表面に近い直線候補位置を特定することで、適切な直線候補位置を特定することができる。即ち、正しい穿刺針の位置を検出することが可能となる。

20

【0051】

また、ハフ変換処理によって検出された直線候補位置の始点又は終点が、時系列順の複数の光音響画像において、同一直線上を移動していることが検出されると、当該始点又は終点を含む直線候補位置を穿刺針に対応するものとして特定してもよい。

【0052】

<第2実施形態>

次に、本発明の第2実施形態について説明する。本実施形態は、第1実施形態に係る超音波画像補正部314Bにおける処理の変形例となる。

30

【0053】

本実施形態においても、第1実施形態と同様に、超音波画像補正部314Bは、超音波画像データについて、音線 L_n において、直線候補位置における画素位置から超音波プローブ20表面までの距離(画素数) D_n の整数倍の距離だけ超音波プローブ20から離れた画素位置を特定する。

【0054】

そして、本実施形態では、特定された画素位置を中心とする 5×5 や 7×7 等の画素マトリクス上の輝度値を解析し、輝度値の平均値を算出する。例えば図7は、図4における特定された画素位置 P_1 を中心とする 5×5 の画素マトリクスを示している。この場合、 $5\times 5=25$ 個の各画素の各輝度値の平均値が算出される。

40

【0055】

そして、上記算出された平均値に特定された画素位置における輝度値を置き換える。このとき、上記画素位置のみならず、当該画素位置近傍の画素位置についても同様に輝度値を置き換えることが望ましい。

【0056】

このような本実施形態の処理によれば、穿刺針の虚像を周辺の画像になじませるように抑制することができ、虚像をより目立たなくすることができる。

50

【0057】

なお、本実施形態の変形例として、上記画素マトリクスにおける外周のみの画素における輝度の平均値を算出し、算出された平均値に輝度値を置き換えてもよい。例えば図7であれば、5×5の画素マトリクスのうち黒塗りで示した外周の画素における輝度の平均値が算出される。

【0058】

< 第3実施形態 >

次に、本発明の第3実施形態について説明する。本実施形態に係る光音響画像化装置（超音波画像化装置）のブロック構成を図8に示す。

【0059】

図8に示した光音響画像化装置100'では、画像生成部30'における制御部312'が針位置検出部312'Aとスキャン角度決定部312'Bを有している。また、本実施形態に係る光音響画像化装置100'では、送信制御回路313による超音波振動子202Aの駆動制御により、被検体150へ出力する超音波ビームの方向を変更することができる。このように超音波ビームの出力方向を変えてスキャンする方式は、一般的にオブリークスキャンやスラントスキャン等と呼ばれる。超音波ビームの出力方向の変更は、駆動信号の遅延によって行うことが可能である。

【0060】

針位置検出部312'Aは、第1実施形態と同様に、光音響画像構築部307によって生成された光音響画像に対してエッジ検出処理及びハフ変換処理を行うことで直線候補位置を検出する。

【0061】

ここで図9に例として示す光音響画像において、直線候補位置が特定されれば、当該直線候補位置と超音波プローブ20表面（図9の上端）に対する垂線とのなす角度、即ち穿刺針の刺入角度が求まる。すると、超音波プローブ20表面に対する垂線と超音波プローブ20表面から直線候補位置へ下した垂線とのなす角度は、下記の式で求まる。

$$= 90^\circ -$$

【0062】

スキャン角度決定部312'Bは、針位置検出部312'Aにより検出された直線候補位置に基づき上記穿刺針の刺入角度を求め、角度を決定する。

【0063】

そして、送信制御回路313は、制御部312'からの指令により、上記決定された角度の方向、即ち直線候補位置へ下した垂線方向へ超音波ビームを出力するよう超音波振動子202Aを駆動制御する。このように超音波ビームの出力方向を傾けてスキャンを行うことにより、超音波画像構築部310により超音波画像が生成される。

【0064】

超音波ビームが穿刺針に対して垂直に照射されると反射波の振幅は大きくなるので、生成される超音波画像データにおいて穿刺針の画像の輝度値は高くなる。従って、画像表示部40に表示される超音波画像において穿刺針の画像の視認性が高まることになる。

【0065】

以上、本発明の実施形態について説明したが、本発明の趣旨の範囲内であれば、実施形態は種々の変形が可能である。

【符号の説明】

【0066】

- 20 超音波プローブ
- 30 画像生成部
- 40 画像表示部
- 100 光音響画像化装置
- 102 光源駆動部
- 103 光源部

10

20

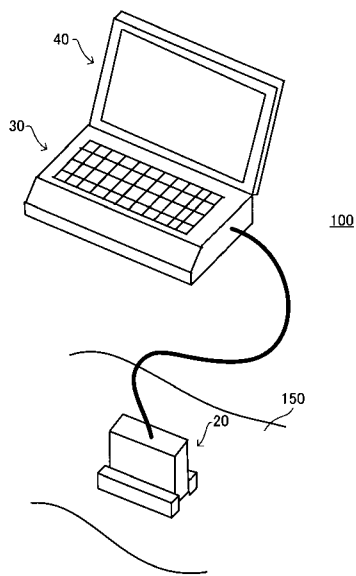
30

40

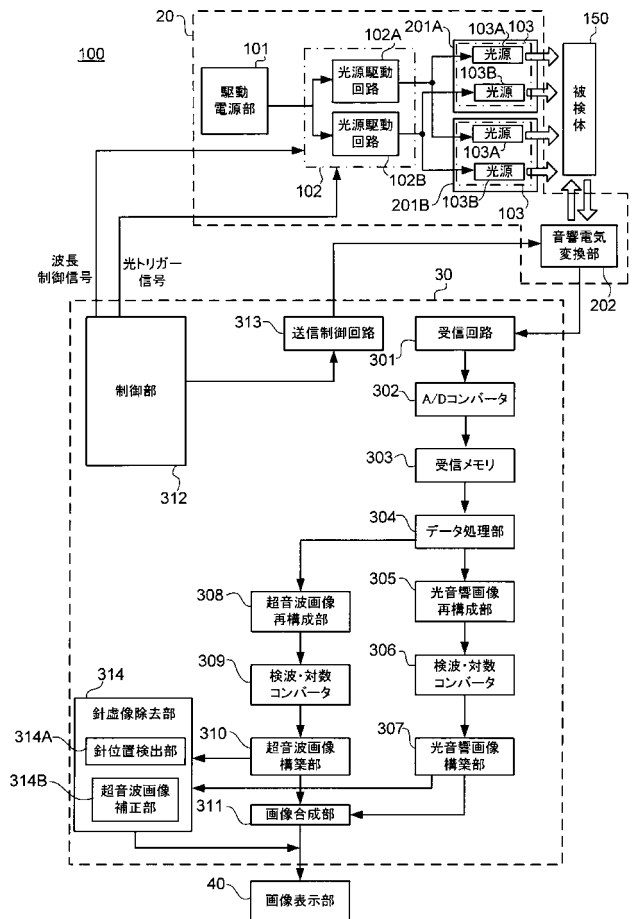
50

- 150 被検体
- 201A、201B 光照射部
- 202A 超音波振動素子

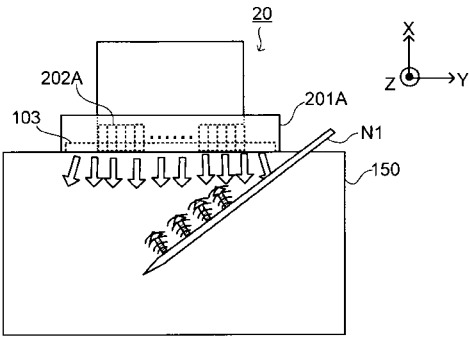
【図1A】



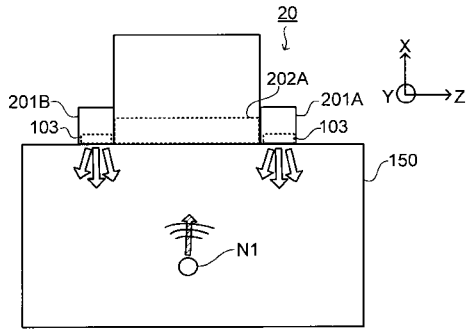
【図1B】



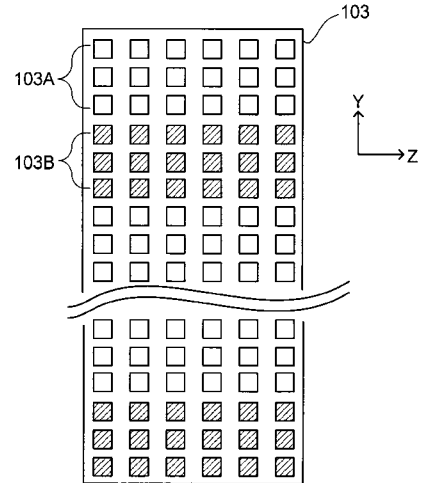
【図 2 A】



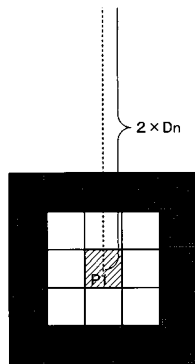
【図 2 B】



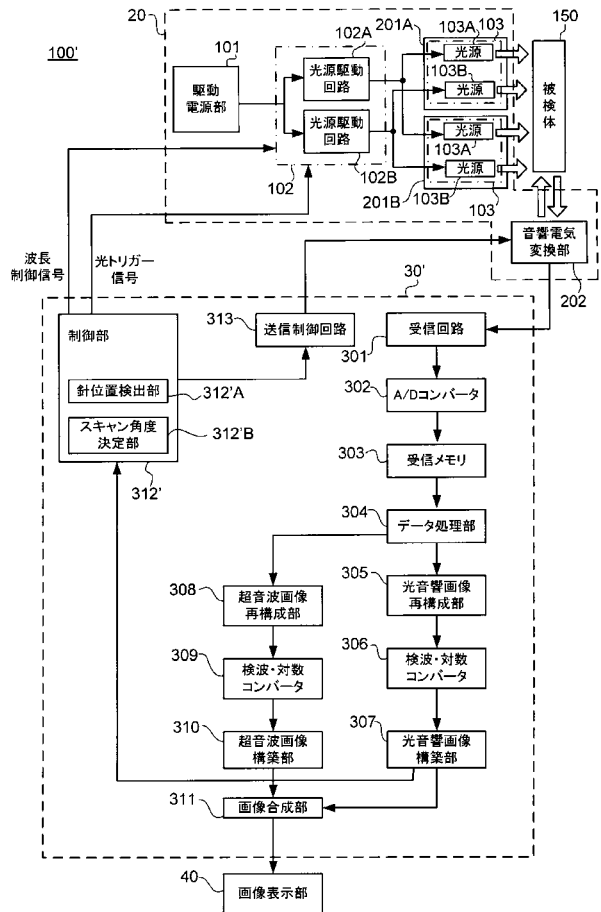
【図 3】



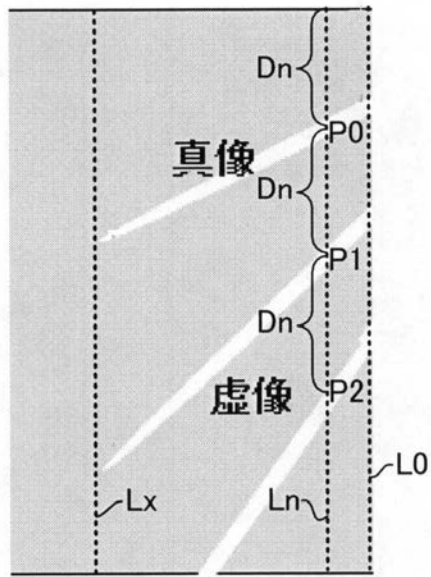
【図 7】



【図 8】



【 図 4 】



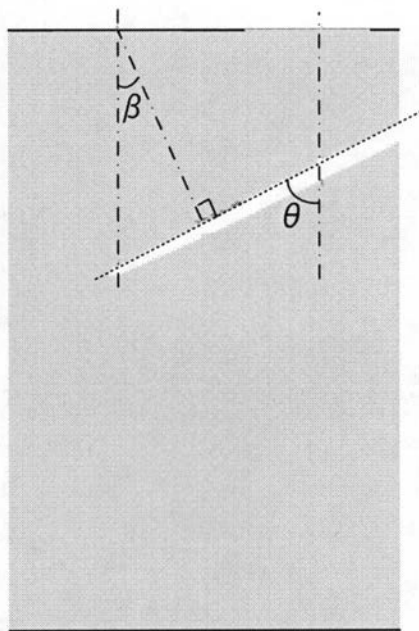
【 図 5 】



【图 6】



【图 9】



专利名称(译)	超声成像设备		
公开(公告)号	JP2016043192A	公开(公告)日	2016-04-04
申请号	JP2014171912	申请日	2014-08-26
[标]申请(专利权)人(译)	PREXION		
申请(专利权)人(译)	プレキシオン株式会社		
[标]发明人	佐藤直人		
发明人	佐藤 直人		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/15		
F-TERM分类号	4C601/DE16 4C601/DE18 4C601/EE04 4C601/FF06 4C601/GA20 4C601/GA26 4C601/HH02		
外部链接	Espacenet		

<p>摘要(译)</p> <p>要解决的问题：提供一种能够增强穿刺针的可见度的超声成像设备。解决方案：超声波输出单元，将超声波输出到对象，超声波检测单元，检测对象反射的超声波，以及基于超声波检测单元的检测信号的超声波。用于产生声波图像的超声图像生成单元，能够向对象照射光的光源单元，用于检测在对象中产生的光声波的光声检测单元以及光声检测。位置检测单元基于来自该单元的检测信号来检测已经穿刺在对象中的穿刺针的位置，以及控制单元，基于由位置检测单元检测到的位置来执行与超声图像有关的控制。并且包括一种超声成像设备。[选择图]图1B</p>	<p>(21) 出願番号 特願2014-171912 (P2014-171912)</p> <p>(22) 出願日 平成26年8月26日 (2014. 8. 26)</p>	<p>(71) 出願人 508035425 プレキシオン株式会社 東京都千代田区神田須田町1丁目14番1号</p> <p>(74) 代理人 110001933 特許業務法人 佐野特許事務所</p> <p>(72) 発明者 佐藤 直人 東京都千代田区神田須田町1丁目14番1号 株式会社エクストリオン内</p> <p>Fターム(参考) 4C601 DE16 DE18 EE04 FF06 GA20 GA26 HH02</p>
---	--	---