

(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2016-41149

(P2016-41149A)

(43) 公開日 平成28年3月31日(2016.3.31)

(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 8 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2014-165673 (P2014-165673)  
(22) 出願日 平成26年8月18日(2014.8.18)

(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 DD03 DE16 EE09 HH02 JB36  
JC16 JC20 KK02 KK12

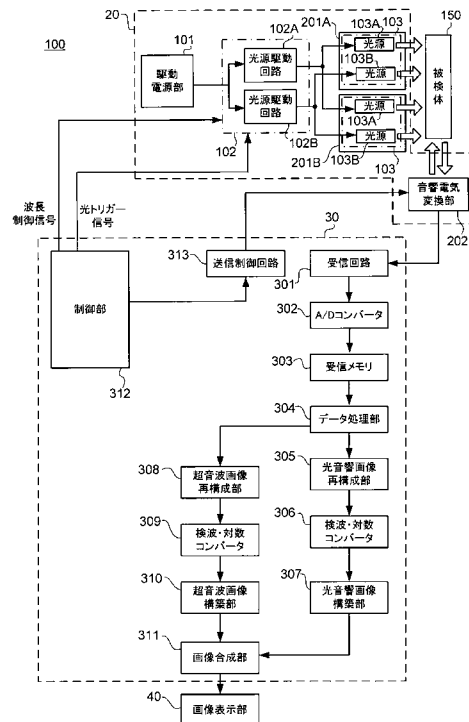
(54) 【発明の名称】 光音響画像化装置

(57) 【要約】

【課題】 有用な情報を短時間で取得でき診断を容易化することが可能となる光音響画像化装置を提供する。

【解決手段】 光源部と、被検体に前記光源部から光が照射されることにより前記被検体内で発生する光音響波の検出信号に基づいて画素毎の輝度値を有した光音響画像データを生成する光音響画像データ生成部と、前記被検体に出力された超音波の反射波の検出信号に基づいて画素毎の輝度値を有した超音波画像データを生成する超音波画像データ生成部と、前記超音波画像データと前記光音響画像データの同一画素位置における輝度値の組み合わせに応じて当該画素位置に識別情報を設定する設定部と、を備える光音響画像化装置としている。

【選択図】 図1B



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

光源部と、

被検体に前記光源部から光が照射されることにより前記被検体内で発生する光音響波の検出信号に基づいて画素毎の輝度値を有した光音響画像データを生成する光音響画像データ生成部と、

前記被検体に出力された超音波の反射波の検出信号に基づいて画素毎の輝度値を有した超音波画像データを生成する超音波画像データ生成部と、

前記超音波画像データと前記光音響画像データの同一画素位置における輝度値の組み合わせに応じて当該画素位置に識別情報を設定する設定部と、を備える光音響画像化装置。

10

## 【請求項 2】

前記設定部は、前記識別情報をカラーチャートに規定されたカラー値で設定することを特徴とする請求項 1 に記載の光音響画像化装置。

## 【請求項 3】

前記光音響画像データ生成部は、複数の波長の光の照射に基づいて前記光音響画像データを生成することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の光音響画像化装置。

## 【請求項 4】

前記光音響画像データに基づいて同一画素位置における単位時間当たりの輝度値変化を検出する検出部を更に備え、

前記設定部は、前記輝度値の組み合わせに加えて前記単位時間当たりの輝度値変化との組み合わせに応じて前記識別情報を設定することを請求項 1 又は請求項 2 に記載の光音響画像化装置。

20

## 【請求項 5】

光源部と、

被検体に前記光源部から光が照射されることにより前記被検体内で発生する光音響波の検出信号に基づいて画素毎の輝度値を有した光音響画像データを生成する光音響画像データ生成部と、

前記光音響画像データに基づいて同一画素位置における単位時間当たりの輝度値変化を検出する検出部と、

同一画素位置における輝度値と輝度値変化との組み合わせに応じて当該画素位置に識別情報を設定する設定部と、を備える光音響画像化装置。

30

## 【請求項 6】

前記光源部は、発光ダイオード素子により構成されている、請求項 1 ~ 請求項 5 のいずれか 1 項に記載の光音響画像化装置。

## 【請求項 7】

前記光源部は、半導体レーザー素子により構成されている、請求項 1 ~ 請求項 5 のいずれか 1 項に記載の光音響画像化装置。

## 【請求項 8】

前記光源部は、有機発光ダイオード素子により構成されている、請求項 1 ~ 請求項 5 のいずれか 1 項に記載の光音響画像化装置。

40

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、光音響画像化装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

従来、生体内部の断層画像を取得する装置として、超音波画像診断装置が知られている。この超音波画像診断装置では、被検体である生体に超音波を送出し、超音波の反射信号を輝度変調し、形態的な断層画像を表示する機能を有する。更に、ドップラー効果を利用して血流速度分布を表示する機能や、近年では組織弾性を表示する機能を有するものも登

50

場している。

【0003】

また、近年、光音響イメージングという技術も開発されている。上記光音響イメージングにおいては、レーザーなどによるパルス光を生体である被検体に照射する。すると、生体内部における生体組織がパルス光を吸収し、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。この光音響波を超音波プローブにより検出し、検出信号に基づいて光音響画像が生成され、生体内部の可視化を可能としている。近赤外光付近の波長を有する上記パルス光を使用することで、生体組織の組成の違い、例えばヘモグロビンの量や酸化度、脂質量等の違いを画像化することができる。

【先行技術文献】

10

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2012-231879号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

例えば腫瘍性病変の鑑別診断は、上記超音波診断によって形態だけでなく、血流分布や弾性度合い等の測定結果から総合的に解析して精度を向上してきているが、新たに上記光音響イメージングにより別の観点からの測定情報を得ることができ、更なる精度向上を期待できる。しかしながら、単なる画像情報の提供だけではユーザにとって複雑な解析が必要となり、診断時間が延長してしまう。

20

【0006】

そこで、従来、超音波画像と光音響画像を単純に重畳させて表示させることが提案されている。このような表示方法であれば、例えば腫瘍性病変部の光音響画像が撮像対象全体の超音波画像上に重畳されたような表示となるが、ユーザは結局、腫瘍性病変部の超音波画像も併せて確認しつつ診断することとなるので、画像解析を容易化しているとは言い難い。

【0007】

また、特許文献1には、反射超音波データを実部として光音響データを虚部とした複素数データを作成する複素数化手段と、上記複素数データからフーリエ変換法により再構成画像を得る画像再構成手段と、再構成画像から位相情報を抽出する位相情報抽出手段と、位相情報に基づいたカラーマップを適用した画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、を備えた光音響画像化装置が開示されている。

30

【0008】

上記特許文献1では、動脈部分を示す光音響データは静脈部分を示す光音響データよりも相対的に高強度となるのに対し、動脈部分を示す超音波データと静脈部分を示す超音波データとの間では基本的に強度の差は生じないので、超音波データに対する光音響データの比は静脈よりも動脈のほうが大きくなる。超音波データに対する光音響データの比が大きいほど、位相は大きくなるので、位相情報に基づいたカラーマップにより動脈と静脈は色分けされて表示されることになる。従って、動脈及び静脈がどのように存在するかを確認することができる。

40

【0009】

しかしながら、例えば腫瘍性の病変部について、超音波データと光音響データの両方も強度が低い場合と、高い場合とでは、強度の比、即ち位相が同じになってしまうため、異なる性質の病変部にもかかわらず、同様のカラー表示がされてしまい、診断が困難となる。

【0010】

上記状況に鑑み、本発明は、有用な情報を短時間で取得でき診断を容易化することが可能となる光音響画像化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】

50

## 【 0 0 1 1 】

上記目的を達成するために本発明の一態様に係る光音響画像化装置は、  
光源部と、

被検体に前記光源部から光が照射されることにより前記被検体内で発生する光音響波の  
検出信号に基づいて画素毎の輝度値を有した光音響画像データを生成する光音響画像デー  
タ生成部と、

前記被検体に出力された超音波の反射波の検出信号に基づいて画素毎の輝度値を有した  
超音波画像データを生成する超音波画像データ生成部と、

前記超音波画像データと前記光音響画像データの同一画素位置における輝度値の組み合  
わせに応じて当該画素位置に識別情報を設定する設定部と、を備える構成としている（第  
1の構成）。

10

## 【 0 0 1 2 】

このような構成によれば、ユーザは識別情報に基づく表示を確認することで、超音波と  
光音響波による各情報源から得られる有用な情報を視覚的に短時間で取得することができ  
る。

## 【 0 0 1 3 】

また、上記第1の構成において、前記設定部は、前記識別情報をカラーチャートに規定  
されたカラー値で設定することとしてもよい（第2の構成）。

## 【 0 0 1 4 】

このような構成によれば、ユーザは設定されたカラー値に基づくカラー表示を確認する  
ことで、有用な情報を視覚的に短時間で取得することができる。

20

## 【 0 0 1 5 】

また、上記第1又は第2の構成において、前記光音響画像データ生成部は、複数の波長  
の光の照射に基づいて前記光音響画像データを生成することとしてもよい（第3の構成）  
。

## 【 0 0 1 6 】

このような構成によれば、複数の波長の光を照射することで得られる組織の特徴（例え  
ば酸素濃度等）に基づく有用な情報をユーザは短時間で取得できる。

## 【 0 0 1 7 】

また、上記第1又は第2の構成において、前記光音響画像データに基づいて同一画素位  
置における単位時間当たりの輝度値変化を検出する検出部を更に備え、

前記設定部は、前記輝度値の組み合わせに加えて前記単位時間当たりの輝度値変化との  
組み合わせに応じて前記識別情報を設定することとしてもよい（第4の構成）。

30

## 【 0 0 1 8 】

このような構成によれば、拍動による影響を受けているかの情報に基づく有用な情報を  
ユーザは短時間で取得できる。

## 【 0 0 1 9 】

また、本発明の別の態様に係る光音響画像化装置は、  
光源部と、

被検体に前記光源部から光が照射されることにより前記被検体内で発生する光音響波の  
検出信号に基づいて画素毎の輝度値を有した光音響画像データを生成する光音響画像デー  
タ生成部と、

前記光音響画像データに基づいて同一画素位置における単位時間当たりの輝度値変化を  
検出する検出部と、

同一画素位置における輝度値と輝度値変化との組み合わせに応じて当該画素位置に識別  
情報を設定する設定部と、を備える構成としている。

40

## 【 0 0 2 0 】

このような構成によれば、ユーザは識別情報に基づく表示を確認することで、拍動の影  
響を受けているかと組織の特徴に基づき得られる有用な情報を視覚的に短時間で取得す  
ることができる。

50

## 【発明の効果】

## 【0021】

本発明の光音響画像化装置によると、有用な情報を短時間で取得でき診断を容易化することが可能となる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0022】

【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。

10

【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素子の配置例を示す図である。

【図4】超音波画像における範囲指示の一例を示す図である。

【図5】本発明の第1実施形態に係るカラーチャートを示す図である。

【図6】異なる輝度で示される病変部を含む超音波画像の一例を示す図である。

【図7】異なる輝度で示される病変部を含む光音響画像の一例を示す図である。

【図8】本発明の第2実施形態に係るカラーチャートを示す図である。

【図9】本発明の第3実施形態に係るカラーチャートを示す図である。

【図10】本発明の第3実施形態における変形例に係るカラーチャートを示す図である。

20

## 【発明を実施するための形態】

## 【0023】

## &lt;第1実施形態&gt;

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。

## 【0024】

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。

## 【0025】

30

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。

## 【0026】

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。

40

## 【0027】

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

50

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。

【0028】

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。

【0029】

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。

【0030】

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。

【0031】

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(例えば図2A、図2Bで示す生体組織P1)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。

【0032】

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。

【0033】

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。

【0034】

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。

【0035】

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

10

20

30

40

50

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。

【0036】

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。

【0037】

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、光音響波の振幅の大きさに応じて、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。

10

【0038】

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、反射波である超音波の振幅の大きさに応じて、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。このような超音波送受信による断層画像表示は、一般的に B モード表示と呼ばれる。

20

【0039】

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。

【0040】

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。

30

【0041】

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。

【0042】

また、送信制御回路 313 は、制御部 312 からの指示により、音響電気変換部 202 に駆動信号を送信し、超音波を発生させる。なお、制御部 312 は、他にも受信回路 301 等を制御する。

40

【0043】

ここで、光源 103A と光源 103B は、互いに異なる波長の光を発光するものとしていいる。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 103A 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 760 nm とし、光源 103B 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 850 nm とすればよい。この場合、例えば光源 103A を発光させて被検体 150 に 760 nm の波長の光を照射すると、被検体 150 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 307 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。

【0044】

50

次に、本実施形態に係るカラー表示機能について説明する。

【0045】

ここで、超音波画像構築部310での超音波画像データの作成と、光音響画像構築部307での光音響画像データの作成がほぼ同時に行われ、画像表示部40に例えば超音波画像データに基づく画像が表示されているとする。例えば図4のような超音波画像が表示される。図4では、腫瘍性病変部P2が低輝度にて表示されている。なお、超音波画像データと光音響画像データは解像度が同一であり、両者間で画素位置が一対一に対応する。

【0046】

ここで、例えば画像表示部40に備えられた不図示のタッチパネル（表示画面の前面に設けられる）に操作物（指やタッチペン等）がタッチされることで超音波画像上で範囲が指示される。図4の例では、範囲Sが指示されている。なお、タッチパネルに限らず、例えばキーボードにおけるキー操作によって範囲を指定するようにしてもよい。

【0047】

すると、画像合成部311は、取得している超音波画像データと光音響画像データにおける上記で指示された範囲内の画素について、同一の画素位置同士の輝度値の組み合わせに応じて、当該画素位置におけるカラー値を設定する。

【0048】

カラー値の設定には、例えば図5で示すようなカラーチャートを使用する。当該カラーチャートは、超音波輝度（Bモード輝度）の各範囲と光音響波輝度の各範囲の組み合わせに応じてカラー値を規定するテーブルとなっている。カラー値は、例えばRGB値（R、G、Bが例えば各256階調）で表される。なお、図5は、カラー値をハッチングの違いで模式的に示している。

【0049】

画像合成部311は、上記指定された範囲内の画素については上記のようにカラー値を設定し、その他の画素については例えば超音波画像データにおける輝度値のデータを設定する。このようにして新たな画像データが生成され、生成された画像データに基づき画像表示部40に画像が表示される。これにより、グレースケールでの超音波画像を背景として、指示された範囲内はカラー画像で表示される。

【0050】

例えば、図6の左方に示すように、腫瘍性の病変部P2が低輝度にて表示された超音波画像が表示された状態で、病変部P2を囲むように範囲を指定するとする。このとき、光音響画像データとしては、例えば図7の右方に示すように病変部P2は高輝度値にて示されている場合は、図5のカラーチャートによりカラー値C1が病変部P2の部分の画素に設定される。これにより新たに作成された画像データによる画像表示をユーザが確認すると、ユーザは病変部P2の部分に表示されたカラー値C1によるカラー画像によって、病変部P2がどのような性質のものであるかを短時間に判断することができる。

【0051】

被検体150に照射した光が例えば酸化ヘモグロビンに対する吸収率の高い波長とした場合は、カラー値C1での表示により、Bモード輝度が低い輝度で嚢胞性病変を示しており、且つ病変が動脈血の濃度の高い組織であると推測することができる。また、照射する光を脂質に対する吸収率の高い波長とした場合は、脂質の濃度の高い組織であると推測することができる。

【0052】

また同様に、図6の右方に示すように、腫瘍性の病変部P2が高輝度にて表示された超音波画像が表示された状態で、病変部P2を囲むように範囲を指定するとする。このとき、光音響画像データとしては、例えば図7の右方に示すように病変部P2は高輝度値にて示されている場合は、図5のカラーチャートによりカラー値C2が病変部P2の部分の画素に設定される。これにより新たに作成された画像データによる画像表示をユーザが確認すると、照射する光を脂質に対する吸収率の高い波長とした場合は、カラー値C2による表示により病変が脂肪成分の多い充実性の組織であると推測できる。

10

20

30

40

50

## 【0053】

このとき、例えば超音響画像データとして、例えば図7の左方に示すように病変部P2が低輝度値で示されていた場合は、図5のカラーチャートによりカラー値C3が病変部P2の部分の画素に設定される。これにより、ユーザはカラー値C3による表示によって、病変が脂肪成分の少ない線維化した組織であると推測できる。

## 【0054】

このように本実施形態によれば、超音波と超音響波による2つの情報源から得られる有用な情報をユーザは視覚的に漏れなく短時間に取得することができる。また、超音波画像と超音響画像を別々に確認した場合に生じる位置認識誤差がなくなり、誤った判断を行う機会を抑制することができる。

10

## 【0055】

## &lt;第2実施形態&gt;

以下、カラー表示機能の各種変形例について説明する。ここでは、本発明の第2実施形態に係るカラー表示機能について図8を用いて説明する。

## 【0056】

ここで、超音波画像構築部310での超音波画像データの作成と、光源103Aによる第1の波長の光の照射に基づく超音響画像構築部307での超音響画像データ(第1の超音響画像データ)の作成と、光源103Bによる第2の波長の光の照射に基づく超音響画像構築部307での超音響画像データ(第2の超音響画像データ)の作成がほぼ同時に行われ、画像表示部40に例えば超音波画像データに基づく画像が表示されているとする。なお、超音波画像データと第1、第2の超音響画像データは解像度が同一であり、3つの画像間で画素位置が一対一に対応する。

20

## 【0057】

そして、上記表示された超音波画像上にて範囲が指定されると、画像合成部311は、取得している超音波画像データと第1、第2の超音響画像データにおける上記で指示された範囲内の画素について、同一の画素位置同士の輝度値の組み合わせに応じて、当該画素位置におけるカラー値を設定する。

## 【0058】

カラー値の設定には、例えば図8で示すようなカラーチャートを使用する。当該カラーチャートは、超音波輝度(Bモード輝度)の各範囲と第1、第2の超音響画像データの輝度の各範囲の組み合わせに応じてカラー値を規定するテーブルとなっている。

30

## 【0059】

ここで例えば、第1の波長を酸化ヘモグロビンに対する吸収率の高い波長とし、第2の波長を還元ヘモグロビンに対する吸収率の高い波長とする。そして、例えば図6の左方に示したように、病変部P2が低輝度にて表示された超音波画像が表示された状態で、病変部P2を囲むように範囲が指定されたとする。そして、このとき、第1の波長に対応する第1の超音響画像データでは病変部P2の部分は高輝度となり、第2の波長に対応する第2の超音響画像データでは病変部P2の部分は低輝度であったとする。

## 【0060】

すると、病変部P2の部分の画素においては、図8に示すカラーチャートであればカラー値C4が設定されることとなる。これにより画像表示部40に表示されるカラー値C4での病変部P2の画像によって、ユーザは、動脈血の濃度が高い嚢胞性の病変であると推測することができる。また、波長の違いによる輝度の高低が上記と逆である場合は、それに応じてカラー値が設定され、ユーザは静脈血の濃度が高い病変であると推測できる。

40

## 【0061】

このように本実施形態によれば、照射する光の複数種類の波長により識別される情報(例えば血液中の酸素濃度)から得られる有用な情報をユーザは視覚的に短時間で取得できる。

## 【0062】

## &lt;第3実施形態&gt;

50

次に、本発明の第3実施形態に係るカラー表示機能について説明する。ここでは、時系列順に並んだ複数の光音響画像データが作成されているとする。

【0063】

そして、例えば上記複数の光音響画像データのうちの光音響画像データ（例えば最新のもの）に基づき画像表示部40によって光音響画像が表示された状態で、ユーザが表示された光音響画像上で範囲を指定したとする。

【0064】

すると、画像合成部311は、取得している上記複数の光音響画像データにおける上記指定された範囲内の画素について、同一画素位置における単位時間当たりの輝度値変化量を検出する。そして、画像合成部311は、上記範囲内の各画素について、検出された輝度値変化量と輝度値（例えば複数画像データ間の最大値や平均値等）の組み合わせに応じてカラー値を設定する。

10

【0065】

カラー値の設定には、例えば図9に示すようなカラーチャートが使用される。図9に示したカラーチャートは、単位時間当たりの輝度値変化量の範囲と輝度値の範囲との組み合わせに応じてカラー値を規定したテーブルとなっている。

【0066】

このように上記範囲内の画素についてはカラー値が設定されると共に、その他の画素については例えば光音響画像データの輝度値のデータが設定されることにより、新たな画像データが作成される。そして、作成された画像データに基づき画像表示部40によって画像が表示される。

20

【0067】

ここで例えば、照射する光の波長を酸化ヘモグロビンに対する吸収率の高い波長とする。そして、ユーザが画像表示部40によって表示された光音響画像において病変部と推測される部分を囲むように範囲を指定したとする。そして、指定された範囲内の画素において、単位時間当たりの輝度値変化が大きく、且つ輝度値も大きかったとすると、例えば図9のカラーチャートでのカラー値C5が設定されることになる。ユーザは、カラー値C5にて表示された画像を確認することで、心拍による拍動の影響を受け、動脈血の濃度が高い病変部であると推測できる。また、単位時間当たりの輝度値変化は大きい、輝度値自体は小さい場合は、図9のカラーチャートでの例えばカラー値C6が設定され、拍動の影響は受けているが、動脈血以外のものを含んだような病変であることを推測できる。

30

【0068】

このように本実施形態によれば、拍動の影響を受けているかと組織の特徴といった2つの情報から得られる情報をカラー表示によってユーザは視覚的に短時間に取得することができる。

【0069】

また、本実施形態の変形例として、例えば図10に示したようなカラーチャートを用いて、光音響による単位時間当たりの輝度値変化と輝度値に、超音波による輝度値（Bモード輝度値）を加えて、これらの情報の同一画素位置における組み合わせに応じてカラー値を設定してもよい。

40

【0070】

このように設定されたカラー値でのカラー表示により、ユーザは、拍動性と光音響により識別される組織の特徴に加えて、超音波により識別される組織の特徴といった3つの情報から得られる情報を視覚的に短時間に取得できる。

【0071】

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】

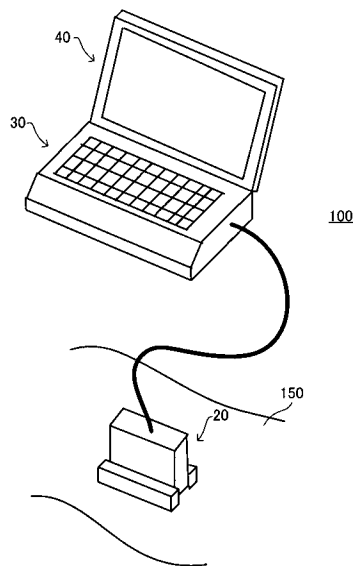
【0072】

20 超音波プローブ

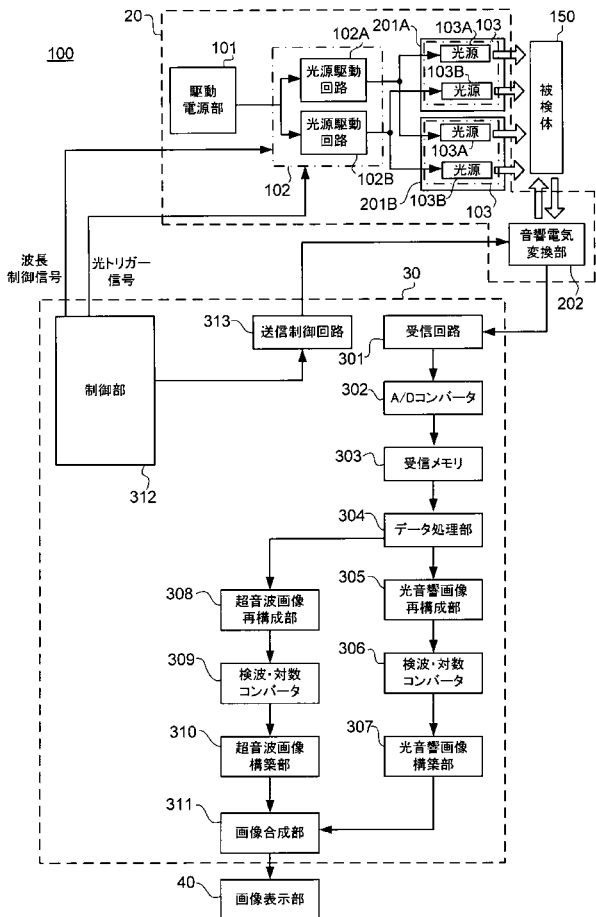
50

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

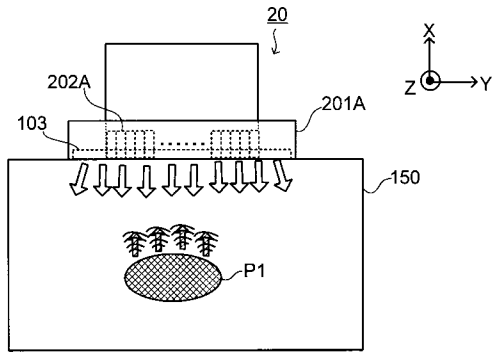
【図1A】



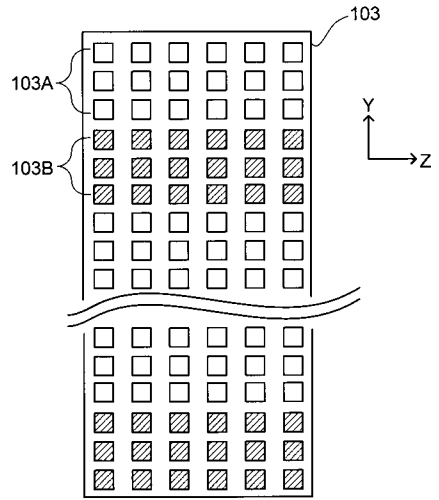
【図1B】



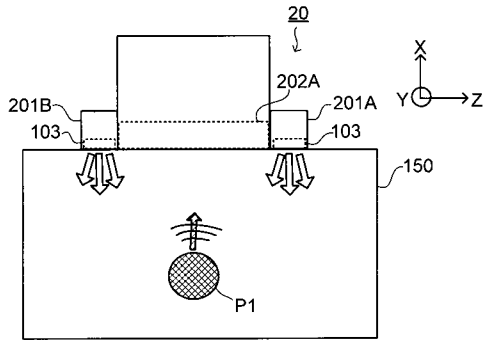
【 図 2 A 】



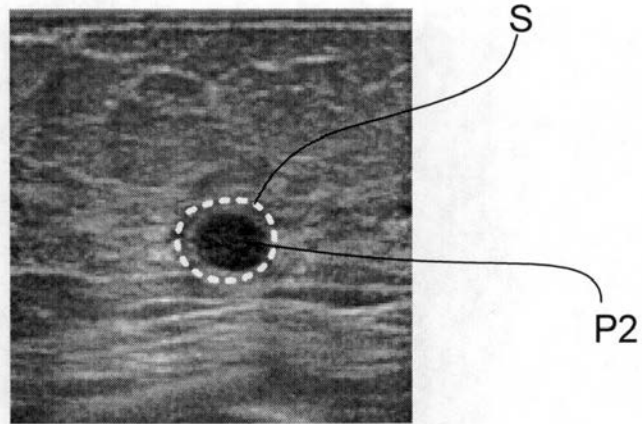
【 図 3 】



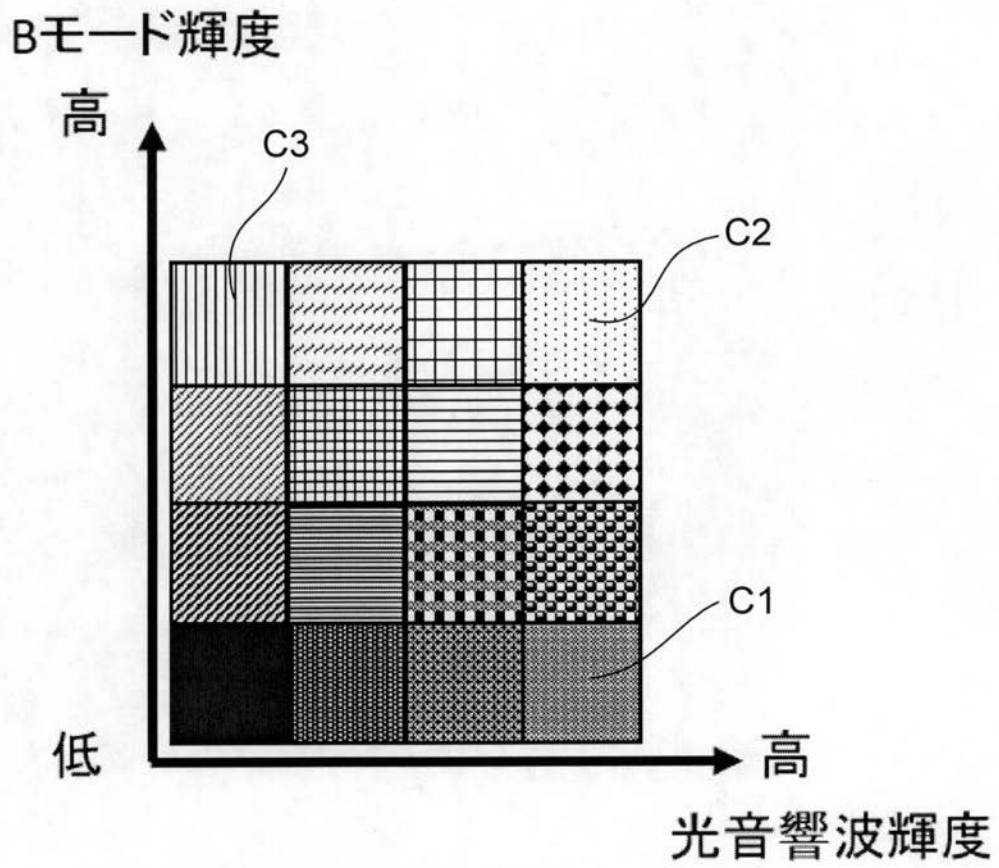
【 図 2 B 】



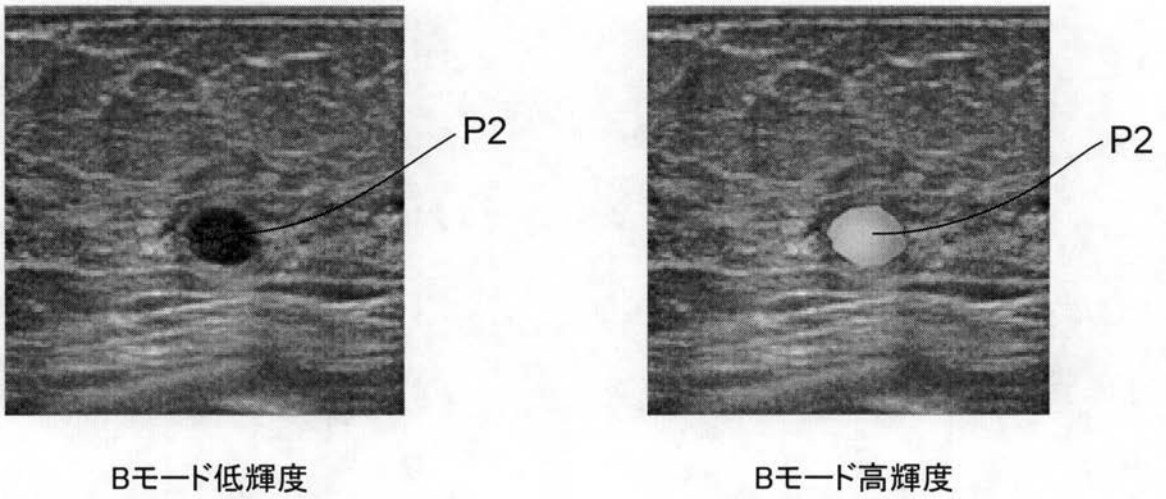
【 図 4 】



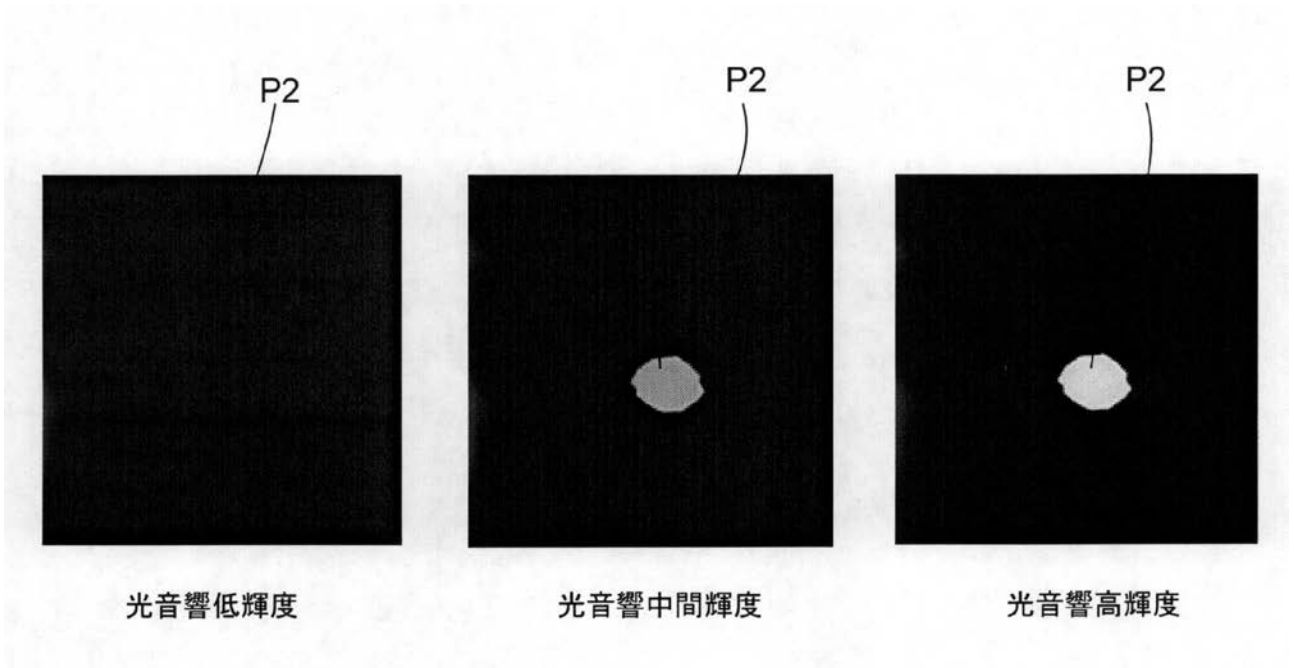
【 図 5 】



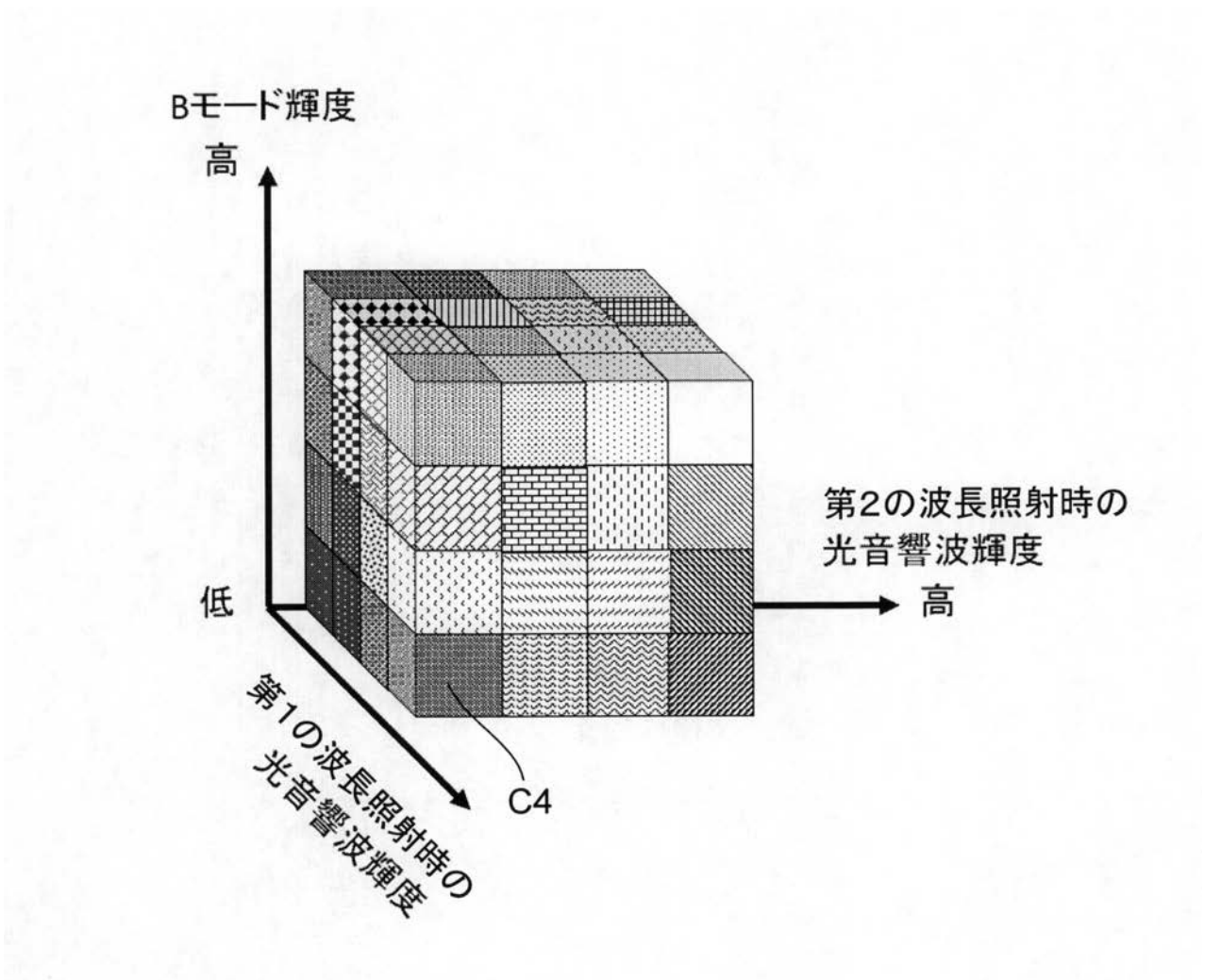
【 図 6 】



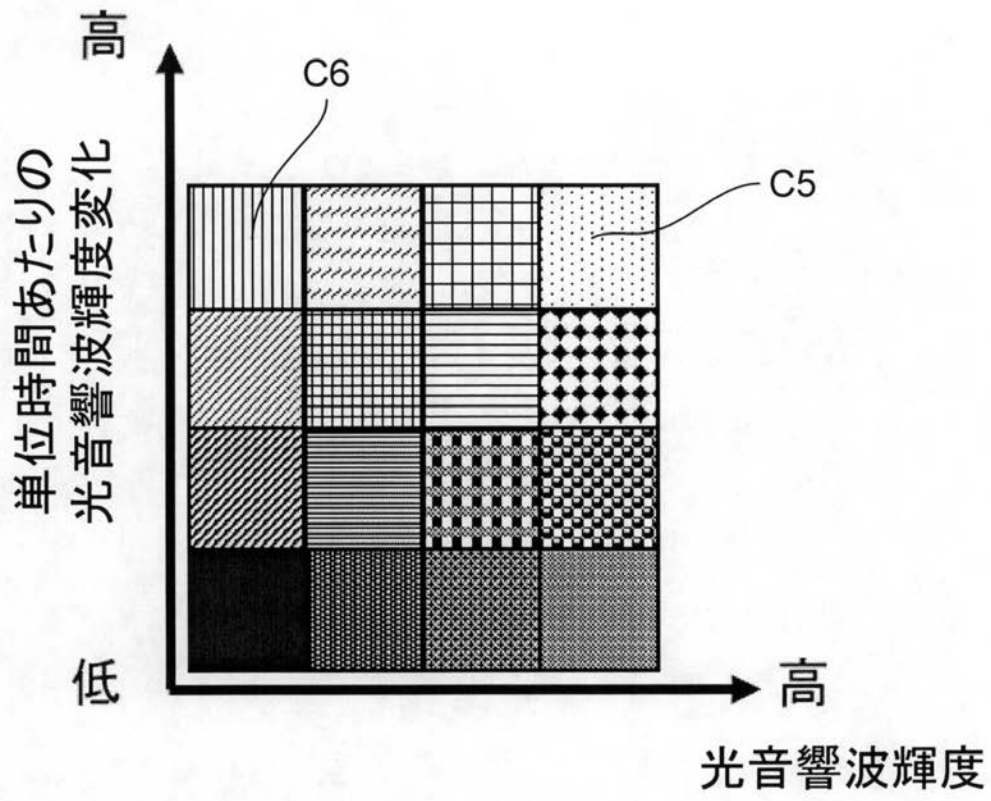
【図7】



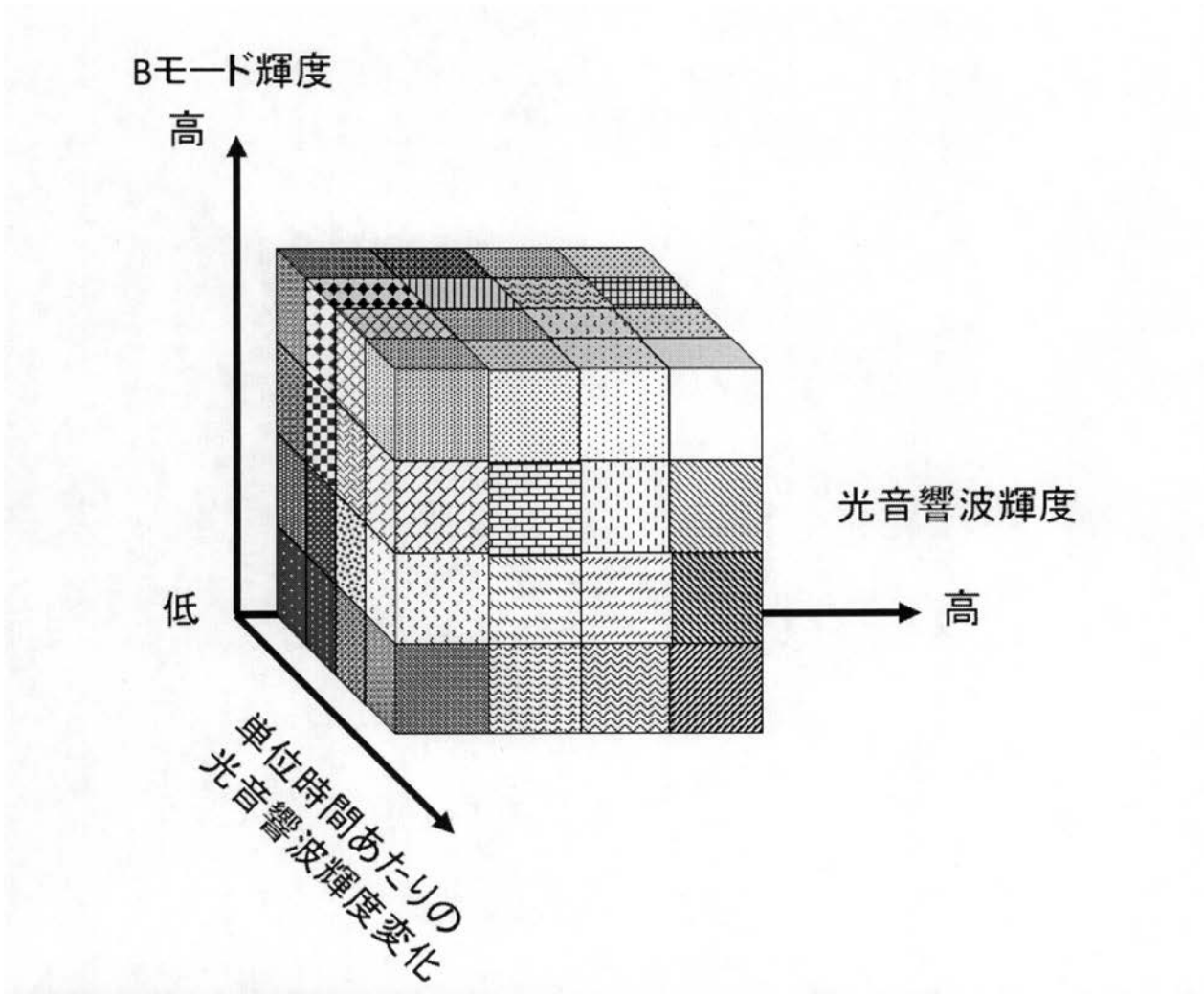
【図8】



【図9】



【図10】



专利名称(译)	光声成像设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2016041149A</a>	公开(公告)日	2016-03-31
申请号	JP2014165673	申请日	2014-08-18
[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 A61B8/13 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE16 4C601/EE09 4C601/HH02 4C601/JB36 4C601/JC16 4C601/JC20 4C601/KK02 4C601/KK12		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

<p>摘要(译)</p> <p>解决的问题：提供一种能够在短时间内获取有用信息并有助于诊断的光声成像设备。 解决方案：光源单元和光声图像数据，每个光像素的亮度值基于从光源单元发出的光照射到对象时，在对象中产生的光声波的检测信号得出。 并且，光声图像数据生成单元基于输出到被检体的超声波的反射波的检测信号，生成具有每个像素的亮度值的超声波图像数据。 以及设置单元，其根据超声图像数据和光声图像数据的相同像素位置处的亮度值的组合来在像素位置处设置识别信息。 [选择图]图1B</p>	<p>(21) 出願番号 特願2014-165673 (P2014-165673)</p> <p>(22) 出願日 平成26年8月18日 (2014. 8. 18)</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 DD03 DE16 EE09 HH02 JB36 JC16 JC20 KK02 KK12</p>
---	--	---