

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5502686号
(P5502686)

(45) 発行日 平成26年5月28日(2014.5.28)

(24) 登録日 平成26年3月20日(2014.3.20)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 25 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2010-220557 (P2010-220557)
(22) 出願日 平成22年9月30日(2010.9.30)
(65) 公開番号 特開2012-75464 (P2012-75464A)
(43) 公開日 平成24年4月19日(2012.4.19)
審査請求日 平成25年1月23日(2013.1.23)

(73) 特許権者 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 100073184
弁理士 柳田 征史
(74) 代理人 100090468
弁理士 佐久間 剛
(72) 発明者 広田 和弘
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
審査官 後藤 順也

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光音響画像診断装置、画像生成方法、及びプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内に光を照射する光源と、
それぞれが、被検体内で光吸収により発生する光音響信号を検出する少なくとも1つの超音波振動子を含む超音波探触子と、
生体組織と該生体組織からの光音響信号に対応する参照波形とを対応付けて記憶する参照波形データベースから、識別対象の生体組織に対応付けて記憶された参照波形を取得する参照波形選択手段と、
前記超音波探触子で検出された光音響信号に基づく受信波形に対して前記取得された参照波形を畳み込み、畳込み信号を生成する参照信号畳込み手段と、
前記畳込み信号に基づいて、畳込み画像を生成する畳込み画像構築手段と、
前記畳込み画像を出力する画像出力手段とを備えたことを特徴とする光音響画像診断装置。

【請求項 2】

前記取得された参照波形を時間軸方向に伸長又は圧縮する波形伸縮手段を更に備え、
前記畳込み手段が、前記波形伸縮手段で伸長又は圧縮された参照波形を前記受信波形に畳み込むものであることを特徴とする請求項 1 に記載の光音響画像診断装置。

【請求項 3】

前記超音波探触子が複数の超音波探触子を含んでおり、該複数の超音波振動子により検出された光音響信号の再構成を行う画像再構成手段を更に備え、

10

20

前記参照信号畳込み手段が、前記画像再構成手段により再構成された光音響信号を受信波形として前記参照波形を畳み込むものであることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の光音響画像診断装置。

【請求項 4】

前記参照信号畳込み手段が、前記超音波振動子が検出した光音響信号を受信波形として前記参照波形を畳み込むものであることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の光音響画像診断装置。

【請求項 5】

被検体内に出力した超音波に対する反射音響信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成手段を更に備え、

前記画像出力部が、前記畳込み画像と前記超音波画像とを選択的に又は合成して出力するものであることを特徴とする請求項 1 から 4 何れかに記載の光音響画像診断装置。

【請求項 6】

前記参照波形データベースが、複数の生体組織と該複数の生体組織からの光音響信号にそれぞれ対応する複数の参照波形とを対応付けて記憶することを特徴とする請求項 1 から 5 何れかに記載の光音響画像診断装置。

【請求項 7】

前記識別対象の生体組織を入力する入力手段を更に備えたことを特徴とする請求項 1 から 6 何れかに記載の光音響画像診断装置。

【請求項 8】

前記光音響信号に対して検波を実施する検波手段と、検波後の光音響信号に対して対数変換処理を実施する対数変換手段とを更に備え、

前記参照信号畳込み手段は、前記対数変換が施された光音響信号に基づく受信波形に対して前記参照波形を畳み込むことを特徴とする請求項 1 から 7 何れかに記載の光音響画像診断装置。

【請求項 9】

被検体内に光を照射する光源と、

それぞれが、被検体内で光吸収により発生する光音響信号を検出する少なくとも 1 つの超音波振動子を含む超音波探触子と、

生体組織と該生体組織からの光音響信号に対応する参照波形とを対応付けて記憶する参照波形データベースから、識別対象の生体組織に対応付けて記憶された参照波形を取得する参照波形選択手段と、

前記超音波探触子で検出された光音響信号に基づく受信波形と前記取得された参照波形との相関を求める相関算出手段と、

前記相関に基づいて、相関画像を生成する相関画像構築手段と、

前記相関画像を出力する画像出力手段とを備えたことを特徴とする光音響画像診断装置。

【請求項 10】

前記相関画像構築手段が、前記相関が所定のしきい値以上の部分を相関画像として画像化するものであることを特徴とする請求項 9 に記載の光音響画像診断装置。

【請求項 11】

前記取得された参照波形を時間軸方向に伸長又は圧縮する波形伸縮手段を更に備え、

前記相関算出手段が、前記波形伸縮手段で伸長又は圧縮された参照波形と前記受信波形との相関を算出するものであることを特徴とする請求項 9 又は 10 に記載の光音響画像診断装置。

【請求項 12】

前記相関画像構築手段が、所定のカラーマップに従って前記相関画像を生成するものであることを特徴とする請求項 9 から 11 何れかに記載の光音響画像診断装置。

【請求項 13】

前記超音波探触子が複数の超音波探触子を含んでおり、前記複数の超音波振動子により

10

20

30

40

50

検出された光音響信号の再構成を行う画像再構成手段を更に備え、

前記相関算出手段が、前記画像再構成手段により再構成された光音響信号を受信波形として相関を算出するものであることを特徴とする請求項 9 から 12 何れかに記載の光音響画像診断装置。

【請求項 14】

前記相関算出手段が、前記超音波振動子が検出した光音響信号を受信波形として相関を算出するものであることを特徴とする請求項 9 から 12 何れかに記載の光音響画像診断装置。

【請求項 15】

前記光音響信号に基づいて光音響画像を生成する光音響画像生成手段を更に備え、

前記画像出力手段が、前記光音響画像と前記相関画像とを選択的に又は合成して出力するものであることを特徴とする請求項 9 から 14 何れかに記載の光音響画像診断装置。

【請求項 16】

前記画像出力手段が、前記光音響画像と前記相関画像とを合成する際に、両画像を所定の割合で加算して合成するものであることを特徴とする請求項 15 に記載の光音響画像診断装置。

【請求項 17】

前記被検体内に出力された超音波に対する反射音響信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成手段を更に備え、

前記画像出力手段が、前記前記相関画像と前記超音波画像とを選択的に又は合成して出力するものであることを特徴とする請求項 9 から 16 何れかに記載の光音響画像診断装置。

【請求項 18】

前記画像出力手段が、前記超音波画像と前記相関画像とを合成する際に、両画像を所定の割合で加算して合成するものであることを特徴とする請求項 17 に記載の光音響画像診断装置。

【請求項 19】

前記光音響信号に基づいて、前記光音響信号の発生源部分を画像化する光音響画像を生成する光音響画像生成手段と、

前記被検体内に出力された超音波に対する反射音響信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成手段をと更に備え、

前記画像出力手段が、前記光音響画像と前記超音波画像と前記相関画像とを合成して出力するものであることを特徴とする請求項 9 から 14 何れかに記載の光音響画像診断装置。

【請求項 20】

前記画像出力手段が、前記光音響画像と前記超音波画像と前記相関画像とを所定の割合で加算して合成するものであることを特徴とする請求項 19 に記載の光音響画像診断装置。

【請求項 21】

前記参照波形データベースが、複数の生体組織と該複数の生体組織からの光音響信号にそれぞれ対応する複数の参照波形とを対応付けて記憶することを特徴とする請求項 9 から 20 何れかに記載の光音響画像診断装置。

【請求項 22】

生体組織と該生体組織からの光音響信号に対応する参照波形とを対応付けて記憶する参照波形データベースから、識別対象の生体組織に対応付けて記憶された参照波形を取得するステップと、

それぞれが、被検体内で光吸収により発生する光音響信号を検出する少なくとも 1 つの超音波振動子を含む超音波探触子を用いて検出された光音響信号に基づく受信波形に対して前記取得された参照波形を畳み込み、畳込み信号を生成するステップと、

前記畳込み信号に基づいて、畳込み画像を生成するステップとを有することを特徴とす

10

20

30

40

50

る画像生成方法。

【請求項 2 3】

生体組織と該生体組織からの光音響信号に対応する参照波形とを対応付けて記憶する参照波形データベースから、識別対象の生体組織に対応付けて記憶された参照波形を取得するステップと、

それぞれが、被検体内で光吸収により発生する光音響信号を検出する少なくとも 1 つの超音波振動子を含む超音波探触子を用いて検出された光音響信号に基づく受信波形と前記取得された参照波形との相関を求めるステップと、

前記相関に基づいて、相関画像を生成するステップとを有することを特徴とする画像生成方法。

10

【請求項 2 4】

コンピュータに、

生体組織と該生体組織からの光音響信号に対応する参照波形とを対応付けて記憶する参照波形データベースから、識別対象の生体組織に対応付けて記憶された参照波形を取得する手順と、

それぞれが、被検体内で光吸収により発生する光音響信号を検出する少なくとも 1 つの超音波振動子を含む超音波探触子を用いて検出された光音響信号に基づく受信波形に対して前記取得された参照波形を畳み込み、畳込み信号を生成する手順と、

前記畳込み信号に基づいて、畳込み画像を生成する手順とを実行させるためのプログラム。

20

【請求項 2 5】

コンピュータに、

生体組織と該生体組織からの光音響信号に対応する参照波形とを対応付けて記憶する参照波形データベースから、識別対象の生体組織に対応付けて記憶された参照波形を取得する手順と、

それぞれが、被検体内で光吸収により発生する光音響信号を検出する少なくとも 1 つの超音波振動子を含む超音波探触子を用いて検出された光音響信号に基づく受信波形と前記取得された参照波形との相関を求める手順と、

前記相関に基づいて、相関画像を生成する手順とを実行させるためのプログラム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光音響画像診断装置、画像生成方法、及びプログラムに関し、更に詳しくは、被検体内に照射した光により生じた音響信号を受信して画像を生成する光音響画像診断装置、画像生成方法、及びプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、光源から発生した光を生体に照射し、光のエネルギー吸収によって生体組織から発生した音響波を検出し、検出された信号を処理することで生体内の光学特性値分布を得る光音響イメージングが提案されている（例えば特許文献 1 参照）。光音響イメージングでは、音響波の発生源である光の吸収係数が高い組織を画像化することができ、例えば体内における血管を画像化することが可能である。この画像（光音響画像）を用いて、ガン病変の診断や、手術中の血管分布を抽出するなどの応用が検討されている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2010 - 136887 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

50

光音響画像は、照射した光に対しての吸収の強弱の分布を示すのみで、どこに目的の組織があるかなどの読影に熟練を要するという問題がある。例えばガン病変部に見られるような密集した血管分布を観察したい場合でも、他の吸収係数が大きな組織も同時に画像化されるため、光音響画像においてどの部分が血管部分であることを識別することが難しい。

【 0 0 0 5 】

本発明は、上記に鑑み、目的組織の識別が可能な画像を生成する光音響画像診断装置、画像生成方法、及びプログラム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】

【 0 0 0 6 】

上記目的を達成するために、本発明は、被検体内に光を照射する光源と、それぞれが、被検体内で光吸収により発生する光音響信号を検出する少なくとも1つの超音波振動子を含む超音波探触子と、生体組織と該生体組織からの光音響信号に対応する参照波形とを対応付けて記憶する参照波形データベースから、識別対象の生体組織に対応付けて記憶された参照波形を取得する参照波形選択手段と、前記超音波探触子で検出された光音響信号に基づく受信波形に対して前記取得された参照波形を畳み込み、畳込み信号を生成する参照信号畳込み手段と、前記畳込み信号に基づいて、畳込み画像を生成する畳込み画像構築手段と、前記畳込み画像を出力する画像出力手段とを備えたことを特徴とする第1の光音響画像診断装置を提供する。

【 0 0 0 7 】

第1の光音響画像診断装置が、前記取得された参照波形を時間軸方向に伸長又は圧縮する波形伸縮手段を更に備え、前記畳込み手段が、前記波形伸縮手段で伸長又は圧縮された参照波形を前記受信波形に畳み込む構成を採用することができる。

【 0 0 0 8 】

第1の光音響画像診断装置は、前記超音波探触子が複数の超音波探触子を含んでおり、該複数の超音波振動子により検出された光音響信号の再構成を行う画像再構成手段を更に備え、前記参照信号畳込み手段が、前記画像再構成手段により再構成された光音響信号を受信波形として前記参照波形を畳み込む構成とすることができる。画像再構成手段が行う再構成の手法は特に問わない。再構成には、遅延加算法、CBP (Circular Back Projection) 法、ハフ変換法、フーリエ変換法などを用いることができる。

【 0 0 0 9 】

前記参照信号畳込み手段は、前記超音波振動子が検出した光音響信号を受信波形として前記参照波形を畳み込んでよい。

【 0 0 1 0 】

第1の光音響画像診断装置が、被検体内に出力した超音波に対する反射音響信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成手段を更に備え、前記画像出力部が、前記畳込み画像と前記超音波画像とを選択的に又は合成して出力する構成を採用することができる。

【 0 0 1 1 】

また、本発明は、被検体内に光を照射する光源と、それぞれが、被検体内で光吸収により発生する光音響信号を検出する少なくとも1つの超音波振動子を含む超音波探触子と、生体組織と該生体組織からの光音響信号に対応する参照波形とを対応付けて記憶する参照波形データベースから、識別対象の生体組織に対応付けて記憶された参照波形を取得する参照波形選択手段と、前記超音波探触子で検出された光音響信号に基づく受信波形と前記取得された参照波形との相関を求める相関算出手段と、前記相関に基づいて、相関画像を生成する相関画像構築手段と、前記相関画像を出力する画像出力手段とを備えたことを特徴とする第2の光音響画像診断装置を提供する。

【 0 0 1 2 】

前記相関画像構築手段は、前記相関が所定のしきい値以上の部分を相関画像として画像化するものとすることができる。

【 0 0 1 3 】

10

20

30

40

50

第2の光音響画像診断装置が、前記取得された参照波形を時間軸方向に伸長又は圧縮する波形伸縮手段を更に備え、前記相関算出手段は、前記波形伸縮手段で伸長又は圧縮された参照波形と前記受信波形との相関を算出する構成を採用することができる。

【0014】

前記相関画像構築手段は、所定のカラーマップに従って前記相関画像を生成してもよい。

【0015】

第2の光音響画像診断装置は、前記超音波探触子が複数の超音波探触子を含んでおり、前記複数の超音波振動子により検出された光音響信号の再構成を行う画像再構成手段を更に備え、前記相関算出手段が、前記画像再構成手段により再構成された光音響信号を受信波形として相関を算出する構成を採用することができる。画像再構成手段が行う再構成の手法は特に問わない。再構成には、遅延加算法、CBP (Circular Back Projection) 法、ハフ変換法、フーリエ変換法などを用いることができる。

10

【0016】

前記相関算出手段は、前記超音波振動子が検出した光音響信号を受信波形として相関を算出してもよい。

【0017】

第2の光音響画像診断装置が、前記光音響信号に基づいて光音響画像を生成する光音響画像生成手段を更に備え、前記画像出力手段が、前記光音響画像と前記相関画像とを選択的に又は合成して出力する構成を採用することができる。この場合、前記画像出力手段は、前記光音響画像と前記相関画像とを合成する際に、両画像を所定の割合で加算して合成してもよい。

20

【0018】

第2の光音響画像診断装置が、前記被検体内に出力された超音波に対する反射音響信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成手段を更に備え、前記画像出力手段が、前記前記相関画像と前記超音波画像とを選択的に又は合成して出力する構成としてもよい。この場合、前記画像出力手段は、前記超音波画像と前記相関画像とを合成する際に、両画像を所定の割合で加算して合成することができる。

【0019】

第2の光音響画像診断装置が、前記光音響信号に基づいて、前記光音響信号の発生源部分を画像化する光音響画像を生成する光音響画像生成手段と、前記被検体内に出力された超音波に対する反射音響信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成手段とを更に備え、前記画像出力手段が、前記光音響画像と前記超音波画像と前記相関画像とを合成して出力する構成としてもよい。この場合、前記画像出力手段は、前記光音響画像と前記超音波画像と前記相関画像とを所定の割合で加算して合成してもよい。

30

【0020】

本発明は、生体組織と該生体組織からの光音響信号に対応する参照波形とを対応付けて記憶する参照波形データベースから、識別対象の生体組織に対応付けて記憶された参照波形を取得するステップと、それぞれが、被検体内で光吸収により発生する光音響信号を検出する少なくとも1つの超音波振動子を含む超音波探触子を用いて検出された光音響信号に基づく受信波形に対して前記取得された参照波形を畳み込み、畳込み信号を生成するステップと、前記畳込み信号に基づいて、畳込み画像を生成するステップとを有することを特徴とする第1の画像生成方法を提供する。

40

【0021】

また、本発明は、生体組織と該生体組織からの光音響信号に対応する参照波形とを対応付けて記憶する参照波形データベースから、識別対象の生体組織に対応付けて記憶された参照波形を取得するステップと、それぞれが、被検体内で光吸収により発生する光音響信号を検出する少なくとも1つの超音波振動子を含む超音波探触子を用いて検出された光音響信号に基づく受信波形と前記取得された参照波形との相関を求めるステップと、前記相関に基づいて、相関画像を生成するステップとを有することを特徴とする第2の画像生成

50

方法を提供する。

【 0 0 2 2 】

更に本発明は、コンピュータに、生体組織と該生体組織からの光音響信号に対応する参照波形とを対応付けて記憶する参照波形データベースから、識別対象の生体組織に対応付けて記憶された参照波形を取得する手順と、それぞれが、被検体内で光吸収により発生する光音響信号を検出する少なくとも1つの超音波振動子を含む超音波探触子を用いて検出された光音響信号に基づく受信波形に対して前記取得された参照波形を畳み込み、畳込み信号を生成する手順と、前記畳込み信号に基づいて、畳込み画像を生成する手順とを実行させるための第1のプログラムを提供する。

【 0 0 2 3 】

10

本発明は、コンピュータに、生体組織と該生体組織からの光音響信号に対応する参照波形とを対応付けて記憶する参照波形データベースから、識別対象の生体組織に対応付けて記憶された参照波形を取得する手順と、それぞれが、被検体内で光吸収により発生する光音響信号を検出する少なくとも1つの超音波振動子を含む超音波探触子を用いて検出された光音響信号に基づく受信波形と前記取得された参照波形との相関を求める手順と、前記相関に基づいて、相関画像を生成する手順とを実行させるための第2のプログラムを提供する。

【発明の効果】

【 0 0 2 4 】

本発明の第1の光音響画像診断装置、画像生成方法、及びプログラムでは、識別対象の生体組織に対応する参照波形を受信系の受信波形に対して畳み込み、畳込みデータを用いて断層画像（畳込み画像）を生成する。畳込みデータにおいては、受信データにおいて畳み込まれる波形と似た波形部分ほど信号強度が強くなるため、そのような畳込みデータを用いて畳込み画像を生成することで、目的組織の識別が可能な画像を生成できる。

20

【 0 0 2 5 】

また、本発明の第2の光音響画像診断装置、画像生成方法、及びプログラムでは、識別対象の生体組織に対応する参照波形と受信系の受信波形との相関を算出し、相関が高い部分を相関画像において画像化する。相関が高い部分は識別対象の生体組織からの光音響信号が存在する部分に対応するため、相関が高い部分を画像化することで、目的組織の識別が可能な画像を生成できる。

30

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 6 】

【図1】本発明の第1実施形態の光音響画像診断装置を示すブロック図。

【図2】超音波振動子と光吸収体とを示す図。

【図3】再構成後の1ラインのデータを示す波形図。

【図4】参照波形を示す波形図。

【図5】畳込みデータを示す波形図。

【図6】畳込み画像を示す図。

【図7】動作手順を示すフローチャート。

【図8】本発明の第2実施形態の光音響画像診断装置を示すブロック図。

40

【図9】算出された相互相関を示す波形図。

【図10】光音響画像と相関画像とを合成した画像を示す図。

【図11】動作手順を示すフローチャート。

【図12】本発明の第3実施形態の光音響画像診断装置を示すブロック図。

【図13】(a)～(c)は、太さが異なる血管部分とその血管部分からの光音響信号の波形とを示す図。

【図14】第4実施形態の光音響画像診断装置を示すブロック図。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 7 】

以下、図面を参照し、本発明の実施の形態を詳細に説明する。図1は、本発明の第1実

50

施形態の光音響画像診断装置を示す。光音響画像診断装置 10 は、超音波探触子 11、A/D 変換手段 12、光源 13、信号処理手段 14、及び画像表示手段 24 を備える。光源 13 は、被検体内にレーザ光を照射する。レーザ光の波長は、観察対象物に応じて適宜設定すればよい。超音波探触子 11 は、被検体からの光音響信号の検出を行う。超音波探触子 11 は、例えば 1 次元的に配列された複数の超音波振動子を有する。A/D 変換手段 12 は、超音波探触子 11 が有する複数の超音波振動子が検出した光音響信号をデジタル信号に変換する。A/D 変換手段 12 は、例えば所定のサンプリング周期で検出された光音響信号をサンプリングする。

【0028】

信号処理手段 14 は、画像再構成手段 15、検波手段 16、対数変換手段 17、画像出力手段 19、参照波形選択手段 20、参照波形データベース 21、畳込み手段 25、及び畳込み画像構築手段 26 を有する。信号処理手段 14 内の各部の機能は、コンピュータが所定のプログラムに従って動作することで実現できる。なお、参照波形データベース 21 は、光音響画像診断装置 10（信号処理手段 14）からアクセス可能であればよく、必ずしも信号処理手段 14 の内部に設けられている必要はない。

【0029】

画像再構成手段 15 は、超音波探触子 11 の複数の超音波振動子で受信された光音響信号に基づいて、光音響画像の各ラインのデータを生成する。画像再構成手段 15 は、例えば超音波探触子の 64 個の超音波振動子からのデータを、超音波振動子の位置に応じた遅延時間で加算し、1 ライン分のデータを生成する（遅延加算法）。画像再構成手段 15 は、遅延加算法に代えて、CBP 法（Circular Back Projection）により再構成を行ってもよい。あるいは画像再構成手段 15 は、ハフ変換法又はフーリエ変換法を用いて再構成を行ってもよい。検波手段 16 は、画像再構成手段 15 が出力する各ラインのデータの包絡線を出力する。対数変換手段 17 は、検波手段 16 が出力する包絡線を対数変換し、ダイナミックレンジを広げる。

【0030】

参照波形データベース 21 には、生体組織と、その生体組織に対応する光音響信号の波形情報とが対応付けて記憶されている。ユーザは、図示しない入力手段などを用いて識別対象の生体組織を指定する。参照波形選択手段 20 は、参照波形データベース 21 から、識別対象の生体組織に対応する波形情報を取得し、畳込み手段 25 に与える。

【0031】

畳込み手段 25 は、識別対象の生体組織の波形情報で表わされる波形を参照波形として、画像再構成手段 15 が出力する各ラインのデータに対し、参照波形を畳み込む。すなわち畳込み手段 25 は、参照波形選択手段 20 が読み出した参照波形を、画像再構成手段 15 が生成した各ラインのデータに畳み込み、畳込みデータを生成する。畳込み手段 25 は、例えば複数の超音波振動子からのデータを遅延加算することで生成された各ラインのデータにおける畳込み開始時間位置を 1 時刻ずつずらしながら、各ラインのデータに参照波形を畳み込む。

【0032】

図 2 は、超音波振動子と光吸収体とを示す。図 2 において横軸方向は被検体の深さ方向の位置に対応する。図 2 に示される 3 つの光吸収体 31 ~ 33 のうち、紙面左右方向の真ん中の光吸収体 32 は血管部分の生体組織であり、他の 2 つの光吸収体 31、33 は血管とは異なる生体組織であるとする。図 3 は、再構成後の 1 ラインのデータを示す。図 3 において、横軸は A/D 変換手段 12 におけるサンプリング開始時刻からの経過時刻に対応し、縦軸は信号強度に対応する。図 3 における横軸は、図 2 における横軸、すなわち断層画像における深さ方向の位置に対応する。

【0033】

図 3 に示される波形は、図 2 において矢印で示される位置の 1 ラインのデータに対応する。以下、図 3 に示す波形データを受信データと呼ぶこととする。受信データにおいて振幅が現れている部分は、図 2 に示す光吸収体 31 ~ 33 からの光音響信号に相当する。図

10

20

30

40

50

2における3つの光吸収体のうち、真ん中の血管部分に相当する光吸収体32の両側に存在する光吸収体31、33は、血管とは異なる生体組織であり、受信データにおける真ん中の光吸収体32からの光音響信号の波形は、他の光吸収体31、33からの光音響信号の波形とは異なっている。

【0034】

図4は、参照波形を示す。図4に示す参照波形は、被検体内の血管部分からの光音響信号の波形に対応した波形である。畳込み手段25は、図3に示す受信データの各時刻に対して、図4に示す参照波形を畳み込む。畳込み手段25は、例えば参照波形がN時刻分のデータで構成されるときは、下記式に従って受信データに参照波形を畳み込む。

【数1】

$$\sum_{i=1}^N x_i y_i$$

【0035】

図5は、畳込みデータを示す。例えば図3に示す受信データに、図4に示す参照波形を畳み込むと、図5に示す畳込みデータが得られる。図3に示す受信データと図5に示す畳込みデータとを比較すると、図3の受信データにおいて参照波形と似た波形部分の振幅が他の部分の振幅よりも大きくなっている。すなわち、図2に示す3つの光吸収体31～33のうち、真ん中の光吸収体32からの光音響信号の部分の信号強度が強まったデータが生成されている。

【0036】

畳込み手段25が生成した畳込みデータは、検波手段16及び対数変換手段17を介して畳込み画像構築手段26に入力される。畳込み画像構築手段26は、対数変換が施された各ラインの畳込みデータに基づいて、断層画像（畳込み画像）を生成する。畳込み画像構築手段26は、例えば畳込みデータにおける光音響信号（ピーク部分）の時間軸方向の位置を、断層画像における深さ方向の位置に変換して畳込み画像を生成する。画像出力手段19は、畳込み画像構築手段26が生成した畳込み画像を、表示モニタなどの画像表示手段24に出力する。画像表示手段24は、畳込み画像を表示画面上に表示する。

【0037】

図6は、畳込み画像を示す。畳込み画像構築手段26が、畳込み手段25で受信データに参照波形を畳み込んだ畳込みデータを用いて断層画像を生成することで、例えば図6に示す畳込み画像が生成される。畳込みデータは、参照波形を畳み込む前と類似した波形で、かつ、参照波形と類似する部分の振幅が大きくなっているため、畳込みデータを用いて断層画像を生成すると、受信データに基づいて光音響画像を生成した場合に比して、受信データにおいて参照波形と似た波形が現れる部分、すなわち識別対象の生体組織に対応する部分が強調された画像を得ることができる。

【0038】

図7は、動作手順を示す。光源13は、図示しない制御部からのトリガ信号を受けて被検体内部に光を照射する（ステップS11）。超音波探触子11は、被検体内部からの光音響信号を検出する（ステップS12）。AD変換手段12は、光音響信号を所定のサンプリング周期でサンプリングする（ステップS13）。画像再構成手段15は、超音波探触子11の複数の超音波振動子で受信された光音響信号に基づいて、各ラインのデータ（受信データ）を生成する（ステップS14）。

【0039】

参照波形選択手段20は、例えばユーザが識別対象の生体組織を指定すると、参照波形データベース21を参照して、識別対象として指定された生体組織に対応する波形データを参照波形として読み出す（ステップS15）。畳込み手段25は、画像再構成手段15が生成した受信データに、参照波形選択手段20が読み出した参照波形を畳み込み、畳込みデータを生成する（ステップS16）。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 0 】

畳込み手段 2 5 が生成した畳込みデータは、検波手段 1 6 及び対数変換手段 1 7 を介して畳込み画像構築手段 2 6 に入力される。畳込み画像構築手段 2 6 は、畳込みデータに基づいて畳込み画像を生成する（ステップ S 1 7）。画像出力手段 1 9 は、畳込み画像を画像表示手段 2 4 に出力する（ステップ S 1 8）。

【 0 0 4 1 】

畳込み手段 2 5 は、ステップ S 1 6 において、例えば図 3 に示す受信データから図 5 に示す畳込みデータを生成する。畳込み画像構築手段 2 6 は、ステップ S 1 7 において、例えば図 2 に示す 3 つの光吸収体 3 1 ~ 3 3 のうち、真ん中の光吸収体 3 2 の部分が強調された畳込み画像を生成する。なお、単純に受信データに対して参照波形を畳み込んだ場合、図 3 に示す受信データにおける光吸収体 3 2 部分からの光音響信号のピーク位置と、畳込みデータにおけるその部分に対応するピーク位置とが一致しないことがある。そのような場合、ピーク位置を一致させるように、例えば参照波形（図 4）の重心位置に基づいて畳込みデータを時間軸方向に平行移動させればよい。

【 0 0 4 2 】

本実施形態では、識別対象の生体組織に対応する波形データを受信系の受信データに対して畳み込み、畳込みデータを用いて断層画像（畳込み画像）を生成する。畳込みデータにおいては、受信データにおいて畳み込まれる波形と似た波形部分ほど信号強度が強くなるため、そのような畳込みデータを用いて畳込み画像を生成することで、識別対象の生体組織部分が強調された画像を得ることができる。畳込み画像を観察するユーザは、畳込み画像中に含まれる目的の生体組織部分を簡易に判別することができる。ユーザは、例えば識別対象の生体組織として血管部分を指定し、畳込み画像を生成させる。この畳込み画像を観察することで、例えばガンの病変部のように血管部分が密集している部分を簡易に見つけることができる。

【 0 0 4 3 】

続いて本発明の第 2 実施形態を説明する。図 8 は、本発明の第 2 実施形態の光音響画像診断装置を示す。本実施形態の光音響画像診断装置 1 0 a の構成は、図 6 に示す第 2 実施形態の光音響画像診断装置 1 0 とは、信号処理手段 1 4 a の構成が異なる。本実施形態における信号処理手段 1 4 a は、画像再構成手段 1 5、検波手段 1 6、対数変換手段 1 7、断層画像構築手段 1 8、画像出力手段 1 9、参照波形選択手段 2 0、参照波形データベース 2 1、相関算出手段 2 2、及び相関画像構築手段 2 3 を有する。画像再構成手段 1 5、検波手段 1 6、対数変換手段 1 7、参照波形選択手段 2 0、及び参照波形データベース 2 1 は、第 1 実施形態の光音響画像診断装置 1 0 で用いた信号処理手段 1 4 における各手段と同様な手段でよい。

【 0 0 4 4 】

断層画像構築手段 1 8 は、対数変換手段 1 7 が出力する対数変換が施された各ラインのデータに基づいて、断層画像（光音響画像）を生成する。断層画像構築手段 1 8 は、例えば光音響信号の時間軸方向の位置を、断層画像における深さ方向の位置に変換して光音響画像を生成する。断層画像構築手段 1 8 は、入力信号の違いを除けば、第 1 実施形態における畳込み画像構築手段 2 6 と同様な動作を行って断層画像を生成する手段でよい。画像再構成手段 1 5、検波手段 1 6、対数変換手段 1 7、及び断層画像構築手段 1 8 は、光音響画像生成手段に相当する。光音響画像生成手段部分には、既存の任意の手段を用いることができる。

【 0 0 4 5 】

参照波形選択手段 2 0 は、参照波形データベース 2 1 から取得した、識別対象の生体組織に対応する波形情報を相関算出手段 2 2 に与える。相関算出手段 2 2 は、識別対象の生体組織の波形情報で表わされる波形を参照波形として、画像再構成手段 1 5 が出力する各ラインのデータと参照波形との相関を算出する。相関は、各ラインの任意の時間位置から所定時間範囲内のデータ（波形）が、参照波形とどのくらい似ているかを表す。相関には相互相関を用いることができる。

【 0 0 4 6 】

相関算出手段 2 2 は、例えば複数の超音波振動子からのデータを遅延加算することで生成された各ラインのデータにおける比較開始時間位置を 1 時刻ずつずらしながら、各ラインのデータと参照波形との相互相関を求める。相関算出手段 2 2 は、例えば参照波形が N 時刻分のデータで構成されるときは、下記式に従って相互相関を算出する。

【数 2】

$$\frac{\sum_{i=1}^N x_i y_i}{\sqrt{\sum x_i^2} \sqrt{\sum y_i^2}}$$

10

【 0 0 4 7 】

図 9 は、算出された相互相関を示す。相関算出手段 2 2 が、受信データ内の比較対象の位置をずらしながら各時刻において参照波形との相互相関を算出することで、図 9 に示す相互相関データが得られる。相互相関データにおいて相関値が高い（波形の類似度が高い）部分は、図 3 に示す受信データにおいて、図 2 に示す血管部分からの光音響信号が現れる部分に対応する。

【 0 0 4 8 】

相関画像構築手段 2 3 は、相関算出手段 2 2 が算出した相関に基づいて、受信データと参照波形との相関値が高い（類似度が高い）部分を画像化する相関画像を生成する。相関画像構築手段 2 3 は、例えば相互相関データ（図 9）を所定のしきい値でしきい値処理し、相互相関値がしきい値以上の部分を「1」とし、しきい値より小さい部分を「0」とする 2 値画像を相関画像として生成する。あるいは相互相関画像構築手段 2 3 は、相互相関値がしきい値以上の部分について、相互相関値に応じた階調値を画素値とする画像を相関画像として生成してもよい。

20

【 0 0 4 9 】

相関画像における表示色は、任意の色でよい。また、識別対象の生体組織に対して所定の表示色を決めておき、識別対象として指定された生体組織に応じて表示色を決めてもよい。例えば参照波形データベース 2 1 に、生体組織に対応付けて更に表示色に関する情報を記憶しておき、参照波形選択手段 2 0 に対して識別対象としてある生体組織が指定されたときに、参照波形データベース 2 1 から、その生体組織に対応する表示色を読み出せばよい。

30

【 0 0 5 0 】

画像出力手段 1 9 は、相関画像構築手段 2 3 が生成した相関画像を、画像表示手段 2 4 に出力する。画像出力手段 1 9 は、光音響画像と相関画像とを選択的に画像表示手段 2 4 に出力してもよい。または、画像出力手段 1 9 は、相関画像と、断層画像構築手段 1 8 が生成した光音響画像とを合成して画像表示手段 2 4 に出力してもよい。画像出力手段 1 9 は、光音響画像と相関画像とを合成する際には、両画像を所定の割合で加算して合成してもよい。

40

【 0 0 5 1 】

図 1 0 は、光音響画像と相関画像とを合成した画像を示す。光音響画像と相関画像とを合成して表示することで、図 2 に示す 3 つの光吸収体 3 1 ~ 3 3 のうち、真ん中の光吸収体 3 2 に対応する部分が識別対象である血管部分に対応していることが容易にわかる。なお、光音響画像において、相関値が高い部分の輝度を元の輝度から上昇させるなどにより、識別対象の生体組織部分を強調した画像も、便宜上、光音響画像と相関画像とを合成した画像の概念に含まれるものとする。また、光音響画像において、相関値が高い部分の表示色を周囲の表示色から替えた画像も、便宜上、光音響画像と相関画像とを合成した画像の概念に含まれるものとする。

【 0 0 5 2 】

50

図 1 1 は、動作手順を示す。光源 1 3 は、図示しない制御部からのトリガ信号を受けて被検体内部に光を照射する（ステップ S 2 1）。超音波探触子 1 1 は、被検体内部からの光音響信号を検出する（ステップ S 2 2）。A/D 変換手段 1 2 は、光音響信号を所定のサンプリング周期でサンプリングする（ステップ S 2 3）。

【 0 0 5 3 】

画像再構成手段 1 5 は、超音波探触子 1 1 の複数の超音波振動子で受信された光音響信号に基づいて、各ラインのデータ（受信データ）を生成する（ステップ S 2 4）。ここまでのステップは、図 7 におけるステップ S 1 1 ~ S 1 4 と同様でよい。画像再構成手段 1 5 が生成した受信データは、検波手段 1 6 及び対数変換手段 1 7 を介して断層画像構築手段 1 8 に入力される。断層画像構築手段 1 8 は、入力されデータに基づいて光音響画像を生成する（ステップ S 2 5）。

10

【 0 0 5 4 】

画像再構成手段 1 5 が生成したデータは、相関算出手段 2 2 にも入力される。参照波形選択手段 2 0 は、例えばユーザが識別対象の生体組織を指定すると、参照波形データベース 2 1 を参照して、識別対象として指定された生体組織に対応する波形データを参照波形として読み出す（ステップ S 2 6）。相関算出手段 2 2 は、読み出された参照波形と画像再構成手段 1 5 が出力するデータとの相互相関を算出する（ステップ S 2 7）。相関画像構築手段 2 3 は、例えば相互相関値がしきい値以上の部分を識別対象の生体組織部分として画像化する相関画像を生成する（ステップ S 2 8）。画像出力手段 1 9 は、ステップ S 2 5 で生成された光音響画像と、ステップ S 2 8 で生成された相関画像とを合成して画像表示手段 2 4 に出力する（ステップ S 2 9）。

20

【 0 0 5 5 】

相関算出手段 2 2 は、ステップ S 2 7 において、例えば図 3 に示す受信データから図 9 に示す相互相関データを生成する。相関画像構築手段 2 3 は、ステップ S 2 8 において、相互相関値がしきい値以上の部分、例えば図 2 に示す 3 つの光吸収体 3 1 ~ 3 3 のうち、真ん中の光吸収体 3 2 の部分を画像化する相関画像を生成する。なお、単純に受信データと参照波形との相互相関を算出した場合、図 3 に示す受信データにおける光吸収体 3 2 部分からの光音響信号のピーク位置と、相互相関データにおけるピーク位置とが一致しないことがある。そのような場合、ピーク位置を一致させるように、例えば参照波形（図 4）の重心位置に基づいて相互相関データを時間軸方向に平行移動させればよい。

30

【 0 0 5 6 】

本実施形態では、識別対象の生体組織に対応する波形データと受信系の受信データとの相関を算出し、相関が高い部分を相関画像において画像化する。このようにすることで、識別対象の生体組織部分を画像化することができ、ユーザは、相関画像を観察することで、目的の生体組織部分を簡易に観察できる。また、例えば相互相関画像を光音響画像と合成して表示することで、光音響画像において、目的の生体組織部分を簡易に判別することができる。

【 0 0 5 7 】

ここで、第 1 実施形態と第 2 実施形態とを比較すると、両者の主な相違点は、第 1 実施形態では受信データに参照波形を畳み込んでいるのに対し、第 2 実施形態では受信データと参照波形との相関を求めている点である。相関データは、図 9 に示すように、識別対象の生体組織部分で大きな値を取り、その他の部分では低い値を取る。従って、そのような相関データに基づいて画像生成を行う第 2 実施形態では、識別対象の生体組織部分のみを抽出した画像を生成できる。

40

【 0 0 5 8 】

一方、受信データに対して参照波形を畳み込んだ畳込みデータは、図 5 に示すように、畳込みデータは識別対象の生体組織部分以外においても信号振幅を有している。従って、そのような畳込みデータを用いて画像生成を行う第 1 実施形態では、畳込みデータから識別対象組織以外の光吸収体部分も画像化できる。第 2 実施形態において、識別対象組織以外の光吸収体部分も併せて観察したい場合には、例えば受信データから生成した光音響画

50

像と、識別対象部分が抽出された相関画像とを合成して表示すればよい。

【 0 0 5 9 】

なお、相関データでは、元の受信データにおける信号強度の情報が消えるため、相関データからは、波形の類似度を表す情報しか得られない。その結果、例えば参照波形との相関は高いが受信データにおける信号強度はそれほど高くない部分が、相関画像において高い信号値で画像化されることになる。第2実施形態において、信号強度に応じた画像表示を行うためには、元の受信データの信号強度を参照する必要がある。これに対し、第1実施形態で用いた畳込みデータは、元の受信データにおける信号強度を有しており、畳込みデータのみで、元の受信データにおける信号強度を利用した画像化が可能である。

【 0 0 6 0 】

続いて本発明の第3実施形態を説明する。図12は、本発明の第3実施形態の光音響画像診断装置を示す。本実施形態の光音響画像診断装置10bは、信号処理手段14bが、図8に示す第2実施形態の光音響画像診断装置10における信号処理手段14aの構成に加えて、波形伸縮手段27を備える。波形伸縮手段27は、参照波形選択手段20にて取得された参照波形を時間軸方向に伸長又は圧縮する。相関算出手段22は、波形伸縮手段27で伸長又は圧縮された参照波形と受信データとの相関を算出する。その他の点は、第2実施形態と同様である。

【 0 0 6 1 】

図13(a)～(c)は、太さが異なる血管部分とその血管部分からの光音響信号の波形とを示す。図13(a)は、比較的細い血管を示しており、血管内部での光吸収が少なく、反対側の面まで光が届く場合は、超音波振動子側（光照射側）の界面と反対側の界面との双方で振動波形が現れる。図13(b)は、(a)よりも太い血管を示しており、血管内部での光吸収が大きく、反対側の面まで光が届かない場合は、超音波振動子側の界面のみの振動波形となる。図13(c)は、より太い血管を示しており、血管内部での光の吸収が更に大きいと、光が吸収される範囲が更に短くなり、よりシャープな波形となる。

【 0 0 6 2 】

図13(a)～(c)を参照すると、波形そのものは似ているものの、波形の時間軸方向の幅は血管部分の太さに応じて異なっている。そこで、例えば図13(b)に示す振動波形を参照波形データとして参照波形データベース21に登録しておく。ユーザは、参照波形選択手段20に対して、血管を識別対象組織として指定すると共に、共に、識別対象の血管の太さを指定する。ユーザは、血管の太さとして例えば“細”、“中”、“太”のうちの何れか指定する。

【 0 0 6 3 】

波形伸縮手段27は、例えばユーザが“細”を指定したときは、参照波形を時間軸方向に伸長して相関算出手段22に与える。波形伸縮手段27は、ユーザが“中”を選択したときは参照波形をそのまま相関算出手段22に与え、ユーザが“太”を指定したときは、参照波形を時間軸方向に圧縮して相関算出手段22に与える。相関算出、及び相関画像の生成は、第2実施形態と同じでよい。本実施形態では、波形伸縮手段27を用いることで、相関画像を観察するユーザは、所望の太さの血管部分を容易に判別することができる。

【 0 0 6 4 】

なお、上記では血管を例に用いて説明したが、参照波形を時間軸方向に伸長又は圧縮する対象の生体組織は血管には限定されない。任意の生体組織に対して、大きさや太さといったパラメータに対して、参照波形を時間軸方向に伸長又は圧縮する際の係数を決めておき、波形伸縮手段27が、ユーザが指定したパラメータに応じた係数に従って、参照波形を時間軸方向に伸長又は圧縮してもよい。

【 0 0 6 5 】

引き続き本発明の第4実施形態を説明する。図14は、第4実施形態の光音響画像診断装置を示す。本実施形態の光音響画像診断装置10cにおける信号処理手段14cは、図8に示す第2実施形態の光音響画像診断装置10における信号処理手段14aの構成に加えて、モード切替手段28と、超音波画像生成手段29とを備える。本実施形態の光音響

10

20

30

40

50

画像診断装置 10c は、光音響画像に加えて超音波画像を生成可能である。

【0066】

超音波探触子 11 は、超音波画像の生成時は被検体内に超音波を出力し、出力した超音波に対する反射音波（以下、反射音響信号ともいう）を検出する。モード切替手段 28 は、光音響画像生成時は AD 変換手段 12 が出力するサンプリングデータを画像再構成手段 15 に出力し、超音波画像生成時はサンプリングデータを超音波画像生成手段 29 に出力する。超音波画像生成手段 29 は、反射音響信号に基づいて超音波画像を生成する。超音波画像の生成手法には任意の手法を用いることができる。

【0067】

画像出力手段 19 は、超音波画像生成手段 29 が生成した超音波画像と、相関画像構築手段 23 が生成した相関画像とを選択的に、又は合成して出力する。画像出力手段 19 は、超音波画像と相関画像とを生成する際には、両画像を所定の割合で加算して合成してもよい。あるいは画像出力手段 19 は、超音波画像と相関画像と断層画像構築手段 18 が生成した光音響画像とを合成して出力してもよい。

【0068】

本実施形態では、光音響画像と相関画像とに加えて、超音波画像を生成する。例えば超音波画像に相関画像を合成して表示することで、ユーザは、超音波画像中のどの部分が目的の生体組織部分であるかを簡易に判別できる。

【0069】

なお、上記各実施形態は、組み合わせて用いることもできる。例えば第 1 実施形態と第 3 実施形態とを組み合わせ、畳込み手段 25（図 1）において、参照波形を波形伸縮手段 27（図 12）を用いて時間軸方向に伸長又は圧縮した波形を受信データに畳み込むようにしてもよい。また、第 1 実施形態と第 4 実施形態とを組み合わせ、画像出力手段 19 が、畳込み画像構築手段 26 が生成した畳込み画像と超音波画像生成手段 29（図 14）が生成した超音波画像とを選択的に又は合成して出力してもよい。

【0070】

なお、第 1 実施形態では、畳込み手段 25 が画像再構成後の受信データに対して参照波形を畳み込むこととしたが、これには限定されない。例えば超音波探触子 11 が有する複数の超音波振動子からの光音響信号を AD 変換手段 12 を介して畳込み手段 25 に入力し、畳込み手段 25 において再構成前の光音響信号（各超音波振動子からの光音響信号）を受信データとして参照波形を畳み込んでよい。また、第 2～第 4 実施形態において、相関算出手段 22 が、再構成前の光音響信号と参照波形との相関を算出してもよい。

【0071】

上記各実施形態では、参照波形選択手段 20 が識別対象の生体組織を 1 つ選択し、その生体組織に対応する波形データを参照波形として読み出す例を説明したが、識別対象の生体組織は 1 つには限定されない。例えば第 2 実施形態において、識別対象の生体組織を複数指定する場合は、図 11 のステップ S26 からステップ S28 までを指定された生体組織の数だけ繰り返し行い、指定した生体組織の数の分だけ相関画像を生成し、それらを重ねて画像出力手段 19 から出力すればよい。

【0072】

相関画像構築手段 23 は、所定のカラーマップに従って相関画像を生成してもよい。例えば相関値の大小を表示色の変化に対応させたカラーマップを用意しておき、相関画像構築手段 23 が、例えば相関データにおける相関値がしきい値以上となる部分について、カラーマップに従って相関値を色に変換し、相関画像を生成してもよい。例えば参照波形データベース 21 に、生体組織に対応付けて更にカラーマップを格納しておき、参照波形選択手段 20 が、参照波形データベース 21 から、識別対象として指定された生体組織に対応する参照波形を読み出して相関算出手段 22 に与えると共に、その生体組織に対応するカラーマップを読み出して相関画像構築手段 23 に設定してもよい。

【0073】

以上、本発明をその好適な実施形態に基づいて説明したが、本発明の光音響画像診断装

10

20

30

40

50

置、画像生成方法、及びプログラムは、上記実施形態にのみ限定されるものではなく、上記実施形態の構成から種々の修正及び変更を施したのも、本発明の範囲に含まれる。

【符号の説明】

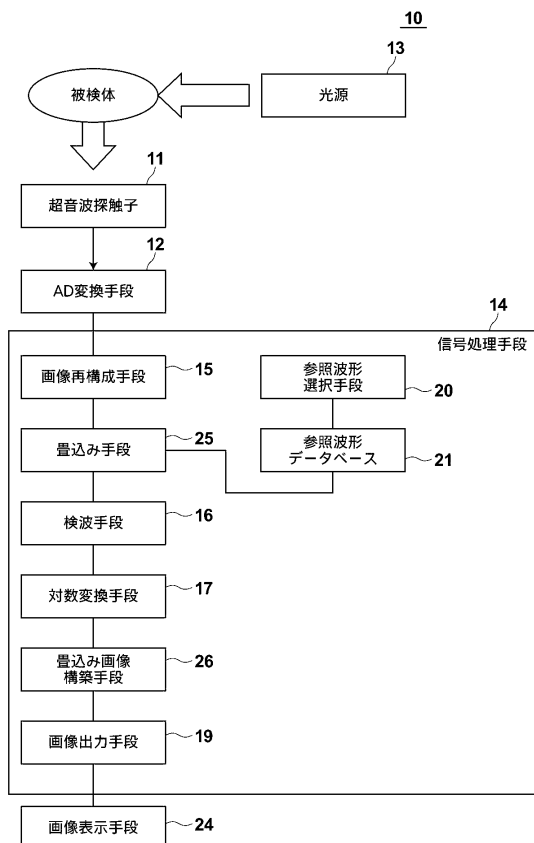
【 0 0 7 4 】

- 1 0 : 光音響画像診断装置
- 1 1 : 超音波探触子
- 1 2 : A D変換手段
- 1 3 : 光源
- 1 4 : 信号処理手段
- 1 5 : 画像再構成手段
- 1 6 : 検波手段
- 1 7 : 対数変換手段
- 1 8 : 断層画像構築手段
- 1 9 : 画像出力手段
- 2 0 : 参照波形選択手段
- 2 1 : 参照波形データベース
- 2 2 : 相関算出手段
- 2 3 : 相関画像構築手段
- 2 4 : 画像表示手段
- 2 5 : 畳込み手段
- 2 6 : 畳込み画像構築手段
- 2 7 : 波形伸縮手段
- 2 8 : モード切替手段
- 2 9 : 超音波画像生成手段

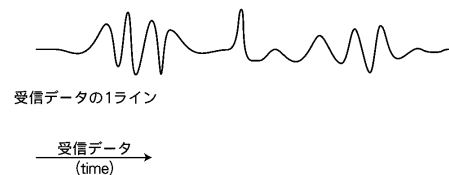
10

20

【図 1】



【図 3】



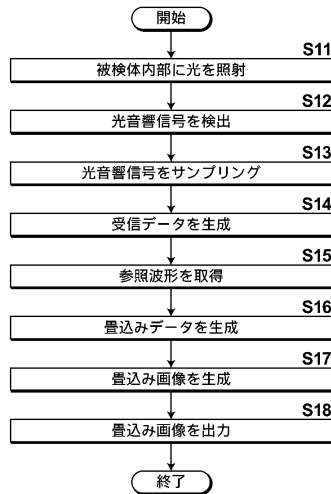
【図 4】



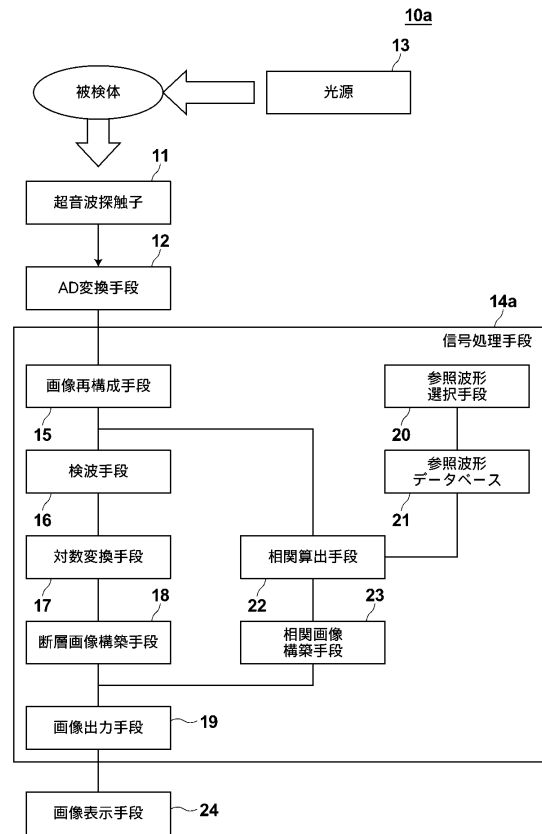
【図 5】



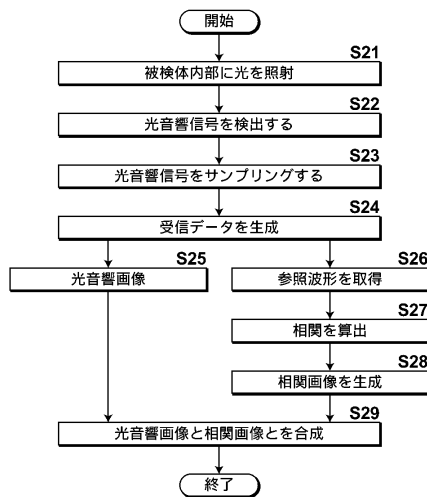
【図 7】



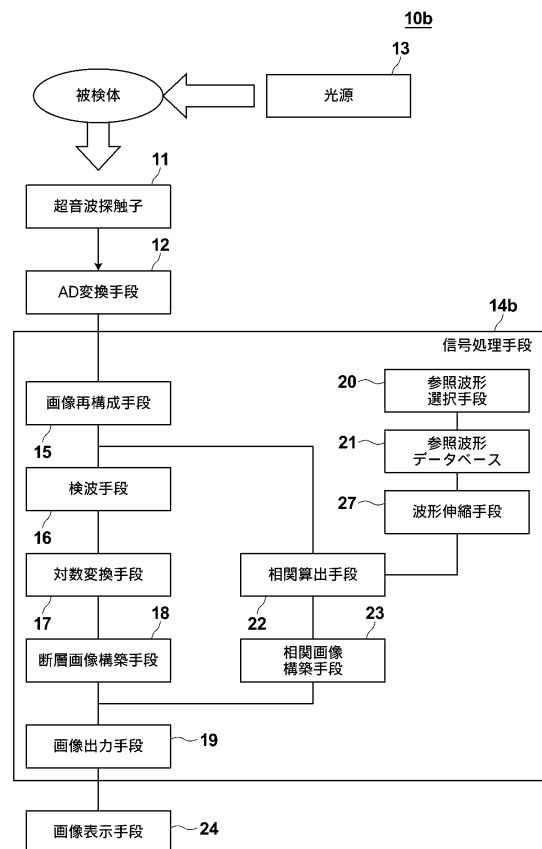
【図 8】



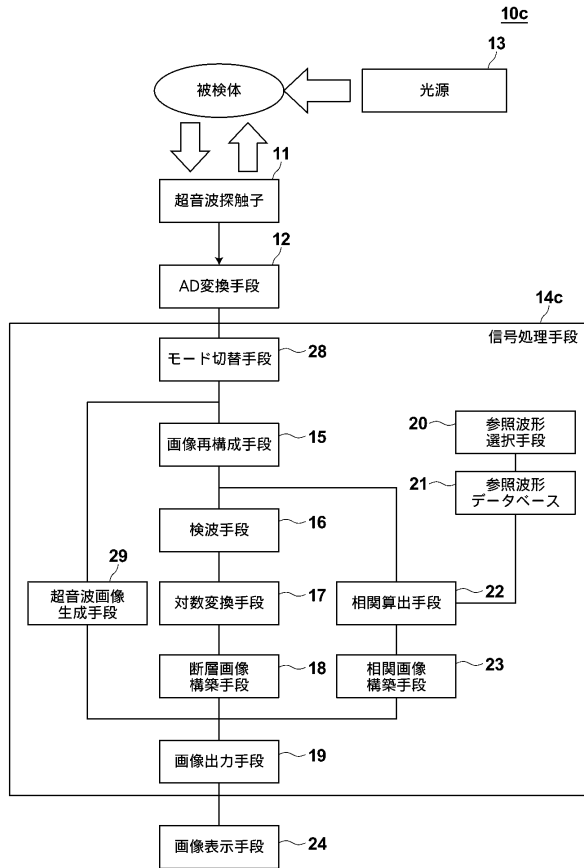
【図 11】



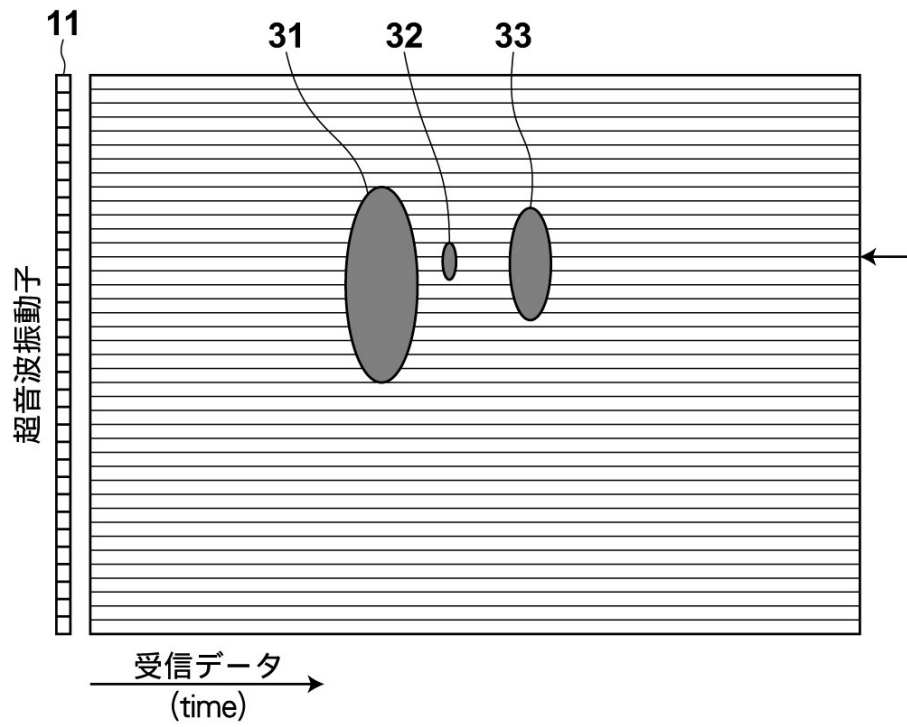
【図 12】



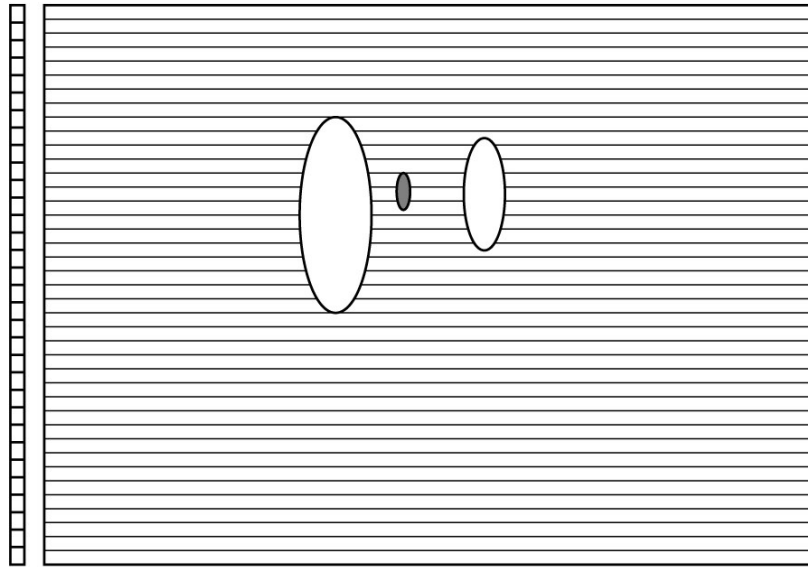
【図 14】



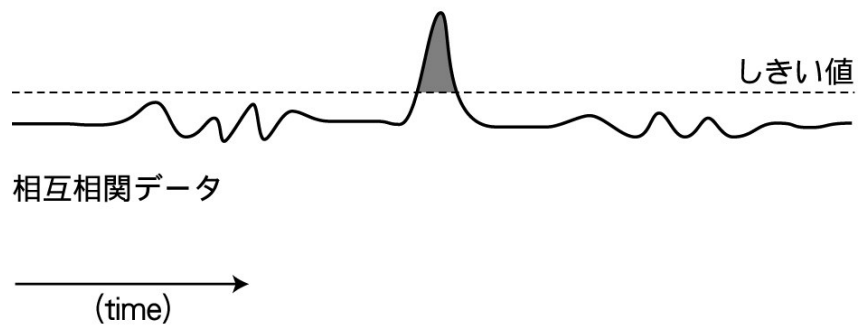
【図 2】



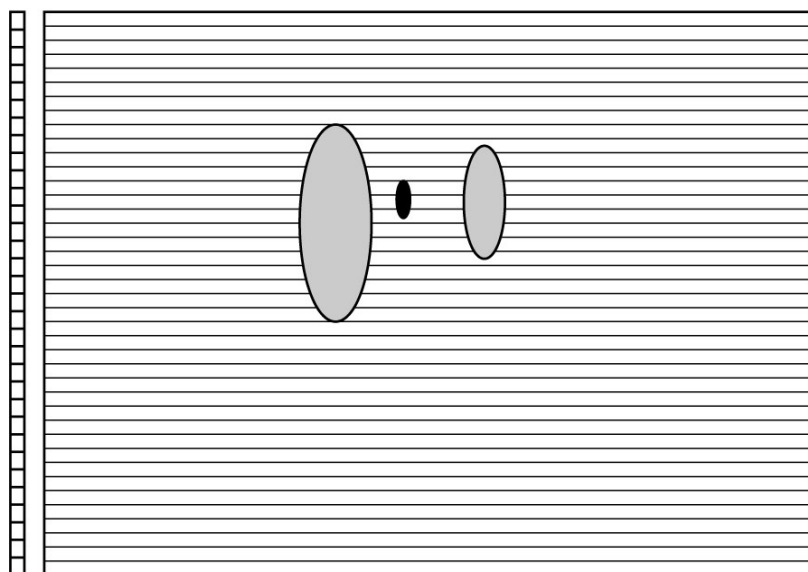
【図 6】



【図 9】

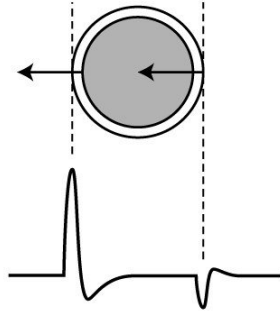


【図 10】

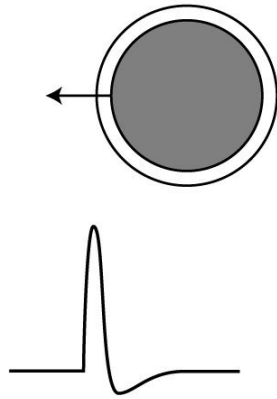


【図 13】

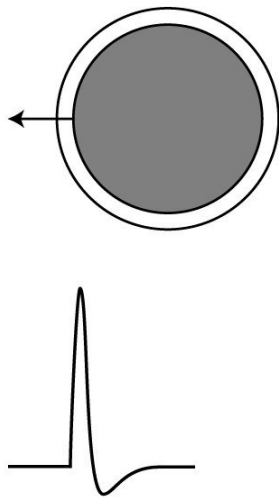
(a)



(b)



(c)



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 9 - 0 3 9 2 7 7 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 0 2 1 3 8 0 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 0 3 3 3 6 5 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	光声图像诊断装置，图像生成方法和程序		
公开(公告)号	JP5502686B2	公开(公告)日	2014-05-28
申请号	JP2010220557	申请日	2010-09-30
[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		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	広田和弘		
发明人	広田 和弘		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DE16 4C601/JB41 4C601/JC21		
代理人(译)	佐久间刚		
其他公开文献	JP2012075464A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于产生能够识别目标组织的图像的光声图像诊断设备。光源（13）将光照射到对象中。超声波探头11包括超声波换能器。参考波形数据库21将来自活组织的光声信号对应的活组织和参考波形彼此相关联地存储。参考波形选择装置20从参考波形数据库21获取与要识别的活组织相关联地存储的参考波形。卷积装置25基于由超声波探头检测的光声信号将接收的参考波形与接收的波形进行卷积。卷积图像构建装置26基于参考波形被卷积的数据产生卷积图像。图像输出装置19输出卷积图像。点域1

$$\frac{\sum_{i=1}^N x_i y_i}{\sqrt{\sum x_i^2} \sqrt{\sum y_i^2}}$$