

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4820239号
(P4820239)

(45) 発行日 平成23年11月24日(2011.11.24)

(24) 登録日 平成23年9月9日(2011.9.9)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00
G O 1 S 15/89 (2006.01)	G O 1 S 15/89 B

請求項の数 4 (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願2006-230919 (P2006-230919)	(73) 特許権者	505127721
(22) 出願日	平成18年8月28日(2006.8.28)		公立大学法人大阪府立大学
(65) 公開番号	特開2008-49063 (P2008-49063A)		大阪府堺市中央区学園町1番1号
(43) 公開日	平成20年3月6日(2008.3.6)	(74) 代理人	100114030
審査請求日	平成21年7月28日(2009.7.28)		弁理士 鹿島 義雄
		(72) 発明者	堀中 博道
			大阪府吹田市内本町2-5-25
		(72) 発明者	松中 敏行
			東京都昭島市緑町4丁目27番19号
		審査官	右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光トモグラフィ装置用プローブ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

光を照射していない時の測定領域から受波した非照射時超音波エコー信号と光照射後の測定領域から受波した光照射後超音波エコー信号とに基づいて測定領域への光照射に対する超音波速度変化を求めて超音波速度変化に関する分布を断層画像として表示する光トモグラフィ装置に使用するための光トモグラフィ装置用プローブであって、測定領域に光を照射する複数の光源と、測定領域に超音波信号を送波するとともに測定領域からの超音波エコー信号を受波する超音波探触子とを備え、前記複数の光源と超音波探触子とが隣接するようにして一体に固定され、前記複数の光源は超音波探触子からの超音波信号が進行する方向に光照射方向が向けられるとともに、超音波探触子を挟んで対称に取り付けられることを特徴とする光トモグラフィ装置用プローブ。

【請求項2】

光源の光照射面および超音波探触子の超音波送受面には、照射光および超音波信号を吸収しない媒質からなるスタンドオフが取り付けられることを特徴とする請求項1に記載の光トモグラフィ装置用プローブ。

【請求項3】

光源は、波長可変光源であることを特徴とする請求項1に記載の光トモグラフィ装置用プローブ。

【請求項4】

10

20

光源は、超音波探触子から離隔した位置に取り付けた発光体からの光が導かれる光ファイバ端であることを特徴とする請求項 1 に記載の光トモグラフィ装置用プローブ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体等の物体内部への光を照射したときの変化を、超音波を利用して画像化する光トモグラフィ装置において使用される光トモグラフィ装置用プローブに関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野で利用される超音波診断装置は、超音波振動子から発振される超音波ビーム信号を生体内に送波し、生体内からの超音波エコー信号を受波検知して、これを断層画像化している。これらの超音波診断装置では、いわゆる B モードや M モードなどのように受波した超音波エコー信号の強さを輝度変調などで画像化する。最近では、アレイ型探触子による電子走査の採用などにより、生体断層画像をリアルタイム表示する装置が広く普及しており、体内の非侵襲的な診断に大きな威力を発揮している。

【0003】

超音波診断装置を利用して行う新たな診断方法のひとつとして、測定領域に対して光を照射する機構を設け、光照射前と光照射後の受信信号（超音波エコー信号）の変化から、光照射による測定領域の超音波速度変化の分布を求めて断層画像（光断層画像）を得ることが提案されている（特許文献 1 参照）。

【0004】

この診断方法で得られる光断層画像は、測定領域の光吸収特性、音速変化、あるいは温度変化の二次元分布である断層画像を現している。つまり、生体内に光を照射したときに、生体内の各部位ごとで光吸収特性が異なると、それぞれの部位の光吸収特性に応じて生体内に温度分布が生じる。生体内を伝播する超音波の音速は、温度に依存して変化することから、光照射前と光照射後の超音波エコー信号の音速変化を各部位ごとに求めて断層画像化することにより、超音波速度変化分布、あるいは温度変化分布、光吸収分布の断層画像として表示させることができる。したがって、以下の説明では、超音波速度変化に関する分布の断層画像というときは、超音波速度変化分布、温度変化分布、光吸収分布の断層画像を含むものとする。

【0005】

図 5 は、特許文献 1 に記載された光断層画像を表示するための装置構成を示す図である。被検体 100 は、赤外線レーザからなる光源 40 により光照射を受ける。光源 40 の射出側には、被検体 100 への光照射を断続するシャッタ 42 が設けられている。このシャッタ 42 は、光吸収解析部 60 により開閉制御される。

超音波の送受は、リニアアレイ探触子 50 により行われる。リニアアレイ探触子 50 は、送受信部 52 からの駆動信号により励振されて超音波信号を発し、この超音波信号に対する被検体内からの受信信号（超音波エコー信号）を送受信部 52 に返す。走査制御部 54 は、送受波を行う振動子を順に切り換えることにより、複数の超音波信号を走査する。

リニアアレイ探触子 50 の受信信号は、B モード信号処理回路 56 及び光吸収解析部 60 に入力される。B モード信号処理回路 56 は、その受信信号に対して周知の B モード断層画像形成処理を行ってビーム走査範囲の断層画像を形成し、DSC（デジタルスキャンコンバータ）58 に書き込む。また、光吸収解析部 60 は、受信信号を解析してビーム走査範囲の光吸収分布（すなわち超音波速度変化分布）の画像を形成する。この光吸収分布は、非照射時と光照射後の受信信号の変化を計算することにより求められる。

【0006】

上記装置による光吸収分布画像を得るための制御の手順を以下に説明する。まず、光吸収解析部 60 は、シャッタ 42 を閉じ、被検体 100 に光吸収による温度上昇がない状態での探触子 50 の受信信号（B モード画像用の受信信号）を 1 走査分記憶する。このとき、光吸収解析部 60 は、走査制御部 54 からの走査情報に基づき、受信信号を各走査線（

10

20

30

40

50

ビーム)ごとに区別して記憶する。次に光吸収解析部60は、シャッタ42を開いて被検体100に光照射を行い、被検体各部に検出可能な温度上昇が起こる程度の時間(これは予め実験で求めて設定しておく)の経過後、再び探触子50の受信信号を1走査分取得する。そして、光吸収解析部60は、1走査線ずつ、光吸収前と吸収後の受信信号について比較し、超音波の音速変化を解析する。この解析結果はDSC58に書き込まれる。DSC58は、この光吸収解析部60の解析結果である光吸収分布画像(すなわち超音波速度変化分布)を表示装置62に表示する。このときBモード画像に重畳して光吸収分布画像をカラー表示するようにしてもよい。例えば、光吸収分布は、被検体各部の温度上昇に対応しているので、暖色系の色を用い、吸収率が高いほど(照射前後の位相差が大きい)、明度の高い色になるようにするなどの形態をとれば、診断者に直感的に把握しやすい画像が得られる。

10

【0007】

このようにして、超音波の反射強度の分布(Bモード画像)とは別に、光吸収特性の分布(すなわち超音波速度変化分布)という異なる物理量の分布を表示することができ、被検体組織の多面的な把握が可能になる。

なお、造影剤注入器70により造影剤を注入することも行われる。すなわち、造影剤として光吸収率が高く、被検体中の注目組織(例えばガン細胞などの病変部110)に特異的に取り込まれやすいものを注入した後、光吸収特性の画像表示を行えば、注目組織の光吸収による温度上昇が他の部分より大きくなるので、注目組織を強調した画像を形成することができる。

20

【特許文献1】特開2001-145628号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

特許文献1に記載された計測装置では、通常の超音波診断装置で使用されているリニアアレイ型探触子50を、そのまま本装置での超音波信号の送受用に使用している。そして、リニアアレイ型探触子50とは独立した赤外線レーザ光源40を、別途に被検体100に取付け、超音波信号とは別方向(横方向)から被検体に独立に光照射するようにしている。

30

この場合、被検体の広範囲にわたって比較的均一な光エネルギーが照射できるが、その反面、超音波信号を測定する領域から離れた部分にも多くの光エネルギーが照射されるので、測定領域に効率よく光照射することが困難であり、出力の大きな光源が必要になる。

また、再現性のよい計測を行うには、測定の際に、常にリニアアレイ探触子50と、赤外線レーザ光源40との位置関係を正確に調整する必要があり、セッティングに手間を要する。

そこで、本発明は、照射された光源からの光が効率よく利用され、また、再現性のよい計測を行うことができる光トモグラフィ装置用のプローブ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】

【0009】

上記課題を解決するためになされた本発明の光トモグラフィ装置用プローブは、光を照射していない時の測定領域から受波した非照射時超音波エコー信号と光照射後の測定領域から受波した光照射後超音波エコー信号とに基づいて測定領域への光照射に対する超音波速度変化を求めて超音波速度変化に関する分布を断層画像として表示する光トモグラフィ装置に使用するための光トモグラフィ装置用プローブであって、測定領域に光を照射する複数の光源と、測定領域に超音波信号を送波するとともに測定領域からの超音波エコー信号を受波する超音波探触子とを備え、前記複数の光源と超音波探触子とが隣接するようにして一体に固定され、前記複数の光源は超音波探触子からの超音波信号が進行する方向に光照射方向が向けられるとともに、超音波探触子を挟んで対称に取り付けられるようにしている。

40

【発明の効果】

50

【 0 0 1 0 】

この発明によれば、プローブは、光源と超音波探触子とが隣接するようにして一体に固定され、光源は超音波探触子からの超音波信号が進行する方向に光照射方向が向けられるようにしてあるので、計測に際し、光源と超音波探触子との位置関係を常に一定に維持することができ、再現性よい計測が可能になる。また、光源は超音波探触子からの超音波信号が進行する方向に光照射方向が向けてあるので、超音波信号により測定が行われる部位に効率よく光が照射できる。

【 0 0 1 1 】

また、複数の光源が、超音波探触子を挟んで対称に取り付けられるようにしているので、複数の光源により、照射光量を十分に確保でき、また、対称な位置に配置することにより、超音波信号が通過する領域に対して、より均一な光を照射することができる。

10

【 0 0 1 2 】

(他の課題を解決するための手段および効果)

上記発明において、光源の光照射面および超音波探触子の超音波送受面には、照射光および超音波信号を吸収しない媒質からなるスタンドオフが取り付けられるようにしてもよい。

これにより、超音波探触子が接触する表面近傍の断層画像の計測を行う際も、計測位置が表面に近過ぎて、断層画像が得られない不具合をなくし、所望の位置の断層画像を得ることができる。

20

【 0 0 1 3 】

また、上記発明において、光源は、波長可変光源であってもよい。

これにより、超音波速度変化の分布を計測する際に、分光学的な情報を追加して計測することができる。

【 0 0 1 4 】

また、上記発明において、光源は、超音波探触子から離隔した位置に取り付けた発光体からの光が導かれる光ファイバ端であるようにしてもよい。

これにより、発光体を必ずしも超音波探触子と一体に取り付ける必要がなくなり、プローブ自体を小型かつ軽量なものにすることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 5 】

30

以下、本発明の実施形態について、図面を用いて説明する。図1は、本発明の一実施形態である光トモグラフィ装置用のプローブの斜視図であり、図2はその断面図である。また、図3はこのプローブを使用する光トモグラフィ装置全体の構成を示すブロック図である。

【 0 0 1 6 】

光トモグラフィ装置1は、リニアアレイ探触子2、光源3、ホルダ16、スタンドオフ17からなるプローブ5と、送受信部6、走査制御部7、超音波速度解析部8（光吸収解析部）、Bモード信号処理部9、DSC10（デジタルスキャンコンバータ）からなる制御系11と、表示装置12とを備えている。

【 0 0 1 7 】

40

プローブ5のリニアアレイ探触子2は、通常の超音波診断装置用と同じものであり、直線状に配列された複数の振動子を有しており、各振動子は、送受信部6からの駆動信号により励振されて超音波信号を発し、この超音波信号に対する被検体100内からの超音波エコー信号を送受信部6に返す。この送受信部6は走査制御部7により制御され、送受波を行う振動子を順に切り換えることにより、複数（例えば345本）の超音波信号を走査する。リニアアレイ探触子2の受信信号（超音波エコー信号）は、Bモード信号処理回路9及び超音波速度解析部8（光吸収解析部）に入力される。Bモード信号処理回路9は、その受信信号に対して周知のBモード断層画像形成処理を行ってビーム走査範囲の断層画像を形成し、DSC10に書き込む。

【 0 0 1 8 】

50

光源 3 は、リニアアレイ探触子 2 を挟んで対称な位置に複数配置するようにして、均一で影が生じないように測定領域を照射できるようにしてある。光源 3 には半導体レーザを使用する。半導体レーザは、測定領域に応じて適当な波長の赤外光を照射するものが用いられる。使用される光源の波長は、測定領域内に検出しようとする特異部分（例えば病変部位 110）が存在するときに、この部分で吸収される波長が用いられる。あるいは、可変波長レーザを用いてもよい。この場合は、波長依存性を計測することにより、分光学的な測定を行うことができる。なお、光源 3 は、半導体レーザに限らず、所望の波長の光を発しうるものであれば、他の光源であってもよい。

【0019】

ホルダ 16 は、リニアアレイ探触子 2 と光源 3 とを取り付ける孔が形成してあり、それぞれの位置にリニアアレイ探触子 2 と光源 3 とを取り付けることによって、これらの位置関係が一定に保持されるようにしてある。そして、リニアアレイ探触子 2 から出射される超音波信号の進行方向に向けて、光源 3 からの光が照射されるようにしてある。

【0020】

スタンドオフ 17 は、ホルダ 16 に着脱できるように取り付けられている。スタンドオフ 17 は、リニアアレイ探触子 2 からの超音波信号、光源 3 から照射光のいずれをも吸収しない媒体で形成され、スタンドオフ 17 を通過して被検体 100 の測定領域に超音波信号と照射光が伝播されることにより、被検体 100 の表面近傍の計測ができるようにしている。なお、被検体 100 の深部を測定するときは、スタンドオフ 17 を取り外してもよい。

【0021】

このような構成のプローブ 5 を使用するときは、被検体 100 に押し当てた状態で、リニアアレイ探触子 2 から超音波信号が送波されるとともに、光源 3 から赤外光が照射される。このとき、光源 3 は、超音波速度解析部 8（光吸収解析部）により点灯制御される。超音波速度解析部 8 は、受信信号（超音波エコー信号）を解析してビーム走査範囲の超音波速度変化の分布の画像を形成する処理を行う。すなわち、非照射時と光照射後との超音波エコー信号の相互相関の計算を行う。この相互相関の計算についても周知のソフトを利用して行うことができる。超音波速度解析部 8 は、計測した 345 本すべてについて同様の解析を行い、それぞれの相互相関のデータを取得する。取得した相互相関のデータから、超音波速度の変化を算出し、計算結果に基づいて、断層画像（光断層画像）を作成し表示装置 12 に表示する。測定位置を変更するときは、プローブ 5 を新しい位置に向けて移動するだけで、リニアアレイ探触子 2 と光源 3 とを、所望の方向に向けることができる。

【0022】

（変形実施形態）

上記実施形態では、ホルダ 16 に、発光体である半導体レーザを光源 3 として取り付けようとしたが、プローブ 5 をできるだけ小型軽量にするため、図 4 に示すように、発光体をプローブ 5 のホルダ 16 から離して設置してもよい。すなわち、発光体 3a をホルダから離れた位置に配置する（例えば制御系 11 の筐体に収納する）とともに、光ファイバ 18 の光入射側端部 18a を発光体 3a に向けるようにする。一方、ホルダ 16 には、光ファイバ 18 の光出射側端部 18b を固定する孔を設けて、これにより光ファイバ 18 を固定する。このようにして、細くて軽量の光ファイバ 18 を光源 3 として取り付けたプローブ 5 とすることができる。

【産業上の利用可能性】

【0023】

本発明は、光照射前後の被検体の音速変化に関する分布の断層画像を表示する光トモグラフィ装置に利用することができる。

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図 1】本発明の一実施形態である光トモグラフィ装置用のプローブの構成を示す斜視図

【図２】図１のプローブの断面図。

【図３】図１のプローブを用いた光トモグラフィ装置全体の構成を示すブロック図。

【図４】本発明の他の一実施形態である光トモグラフィ装置用のプローブの要部断面図。

【図５】従来の光トモグラフィ装置の構成を示す図。

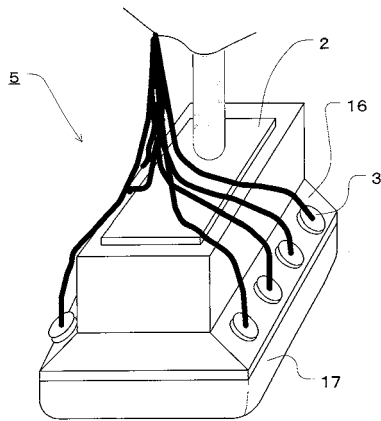
【符号の説明】

【００２５】

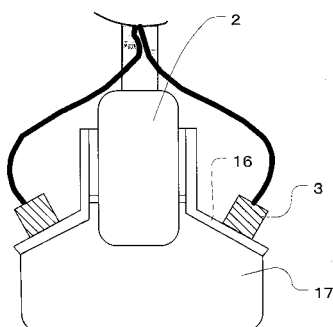
- １： 光トモグラフィ装置
- ２： リニアアレイ型探触子
- ３： 半導体レーザ
- ５： プローブ
- １６： ホルダ
- １７： スタンドオフ

10

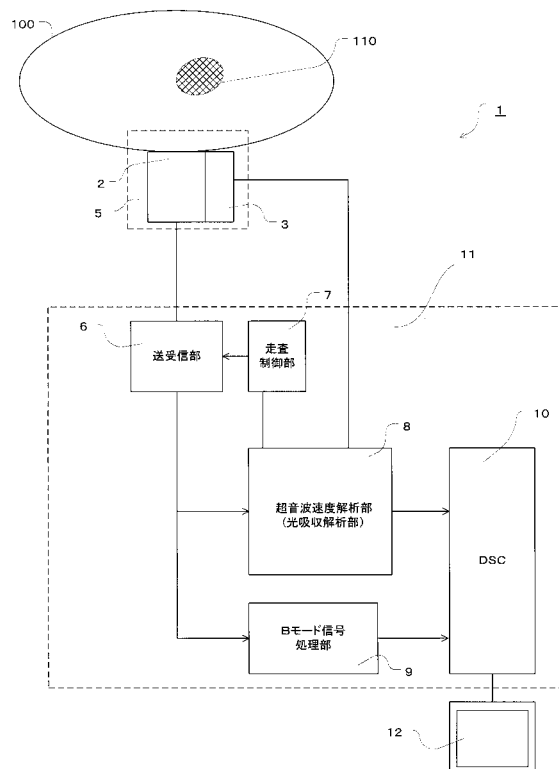
【図１】



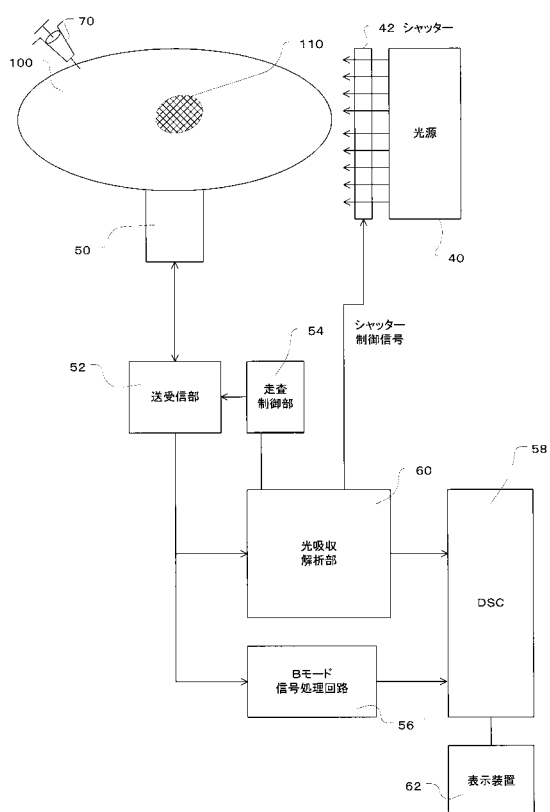
【図２】



【図３】



【圖 5】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平10 - 160711 (J P , A)

特開平11 - 347029 (J P , A)

特開2001 - 145628 (J P , A)

特表2004 - 506467 (J P , A)

特開2005 - 21380 (J P , A)

堀中博道, 光・超音波相互作用を用いた生体イメージング, 日本レーザー医学会誌, 2005年
11月25日, vol.26, no.3, pp.250-256

(58)調査した分野(Int.Cl., D B名)

A 6 1 B 8 / 0 0

G 0 1 S 1 5 / 8 9

专利名称(译)	光学层析成像设备的探针		
公开(公告)号	JP4820239B2	公开(公告)日	2011-11-24
申请号	JP2006230919	申请日	2006-08-28
[标]申请(专利权)人(译)	公立大学法人大阪府立大学		
申请(专利权)人(译)	公立大学法人大阪府立大学		
当前申请(专利权)人(译)	公立大学法人大阪府立大学		
[标]发明人	堀中博道 松中敏行		
发明人	堀中 博道 松中 敏行		
IPC分类号	A61B8/00 G01S15/89		
FI分类号	A61B8/00 G01S15/89.B A61B8/13 A61B8/14 G01S15/86		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB21 4C601/DD20 4C601/DD22 4C601/DE06 4C601/DE16 4C601/EE10 4C601/GA01 4C601/GC01 4C601/JB42 4C601/KK12 4C601/KK24 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC29 5J083/AD13 5J083/AE08 5J083/AG05 5J083/CA01 5J083/CA12 5J083/DC05 5J083/EA14		
代理人(译)	鹿岛雄		
其他公开文献	JP2008049063A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：使用来自照明光源的光高效地提供光学层析成像设备的探头，并且能够执行高度可再现的测量。
ŽSOLUTION：用于光学断层摄影设备的光学断层摄影设备的探头5，其提供在将光照射到测量区域之前和之后的超声波速度的变化，并且将超声波速度变化的分布显示为断层图像，提供有光源3将光照射到测量区域，超声波探头2将超声波信号发送到测量区域并从测量区域接收超声波回波信号。光源3和超声波探头2彼此相邻地一体地固定，并且光源3被布置成使得光照射方向朝来自超声波探头2的超声波信号的传播方向。

