

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第4909132号
(P4909132)

(45) 発行日 平成24年4月4日(2012.4.4)

(24) 登録日 平成24年1月20日(2012.1.20)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/08

請求項の数 3 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2007-60563 (P2007-60563)	(73) 特許権者	505127721
(22) 出願日	平成19年3月9日(2007.3.9)		公立大学法人大阪府立大学
(65) 公開番号	特開2008-80101 (P2008-80101A)		大阪府堺市中区学園町1番1号
(43) 公開日	平成20年4月10日(2008.4.10)	(74) 代理人	100114030
審査請求日	平成22年3月9日(2010.3.9)		弁理士 鹿島 義雄
(31) 優先権主張番号	特願2006-230918 (P2006-230918)	(72) 発明者	堀中 博道
(32) 優先日	平成18年8月28日(2006.8.28)		大阪府吹田市内本町2-5-25
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	松中 敏行
			東京都昭島市緑町4丁目27番19号
		(72) 発明者	中村 直幹
			和歌山県和歌山市伊太祈曽416
		審査官	宮川 哲伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光トモグラフィ装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

測定領域に光を照射する光源と、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送受機構と、光を照射していないとき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の分布に関する断層画像として表示する超音波速度解析部とを備えた光トモグラフィ装置であって、

非照射時超音波エコー信号および光照射後超音波エコー信号それぞれの信号波形の包絡線を抽出する包絡線データ抽出部と、

抽出された包絡線データに基づいて非照射時超音波エコー信号および光照射後超音波エコー信号それぞれの信号波形における関心信号区間を抽出する関心信号区間抽出部とを備え、

超音波速度解析部は、非照射時超音波エコー信号および光照射後超音波エコー信号の関心信号区間内の信号に基づいて超音波速度変化を求めることを特徴とする光トモグラフィ装置。

【請求項2】

関心信号区間抽出部は、包絡線データについて所定の閾値より大きな信号ピークの検出を行い、検出された信号ピークに基づいて関心信号区間を抽出す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。

【請求項 3】

光源には、照射光の波長が700nm～1000nmの範囲で可変であるレーザ光源を用い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。

【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光照射したときの照射前後の物体内部の音速変化を、超音波を利用して計測することにより、物体内部の超音波速度変化の分布に関する断層画像（光断層画像）を取得する光トモグラフィ装置に関する。

【背景技術】

10

【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信号（超音波ビーム）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ものがあり、リアルタイム画像の画質向上や、画像からの血流量の算出、その他の応用ソフトウェアの開発など、様々な工夫がなされている。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、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】

20

このような超音波診断装置を利用して行う新たな診断手法のひとつとして、測定領域に対して光を照射する機構を設け、光を照射していない時と光照射後との受信信号（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】

この光断層画像は、照射された光の吸収による測定領域の温度変化の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に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、超音波速度変化分布に関する断層画像という場合は、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。

30

【0005】

図6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の出射側には、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。

40

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、光照射前と光照射後の受信信号の位相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

50

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（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、光吸収前と光吸収後の受信信号について比較し、位相変化から超音波の音速変化を解析する。この解析結果は DSC 58 に書き込まれる。DSC 58 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ため、暖色系の色を用い、吸収率が高い（照射前後の位相差が大きい）ほど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、超音波エコー信号強度（反射強度）（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断層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】

図 7 は、アレイ型探触子により測定された超音波エコー信号に基づいて作成された B モード画像の一例である。この B モード画像は、345 ラインの超音波エコー信号を輝度変調して画像化したものである。図 8 は、この 345 ラインの中の 1 ラインの超音波エコー信号の一例である。超音波は、音響インピーダンスが異なる組織間の境界面で反射される。したがって、生体内にパルス状の超音波信号を送波したときの受信信号（超音波エコー信号）として、各組織同士の境界で反射したエコーが、探触子に近い順に反射パルスとして現れる。

30

B モード画像は、この反射パルスの振幅を輝度情報として変調したものであり、振幅が大きいほど黒く表示される。345 ラインすべての受信信号が表示され、画像化されることにより、図 7 のような B モード画像が得られる。

【0009】

この B モード画像とは別に、上述した光吸収分布（超音波速度変化分布）を現す光断層画像を表示しようとする場合には、光照射前後の各ラインの超音波エコー信号が取得され、各ラインごとに光照射前と光照射後の信号解析が行われる。

40

【0010】

このときの信号解析について説明すると、図 9 に示すように、超音波エコー信号の各ラインについて、ライン上の波形を 1 波長程度ごとに等間隔に区間分割し、各区間において光照射前後の波形の相互相関を計算し、差分検出を行う。検出された差分に基づいて、各区間の超音波の音速変化を算出し、全ラインについて同様の音速変化を算出する。算出された音速変化の分布は、超音波速度変化画像または温度分布画像（あるいは光吸収分布画像）として表示される。

【0011】

しかしながら、1 ライン上の波形データを等間隔に区間分割して各区間の相互相関を計

50

算した場合に、一部の区間では、算出された音速変化の値に大きな誤差を生じることがあった。

一般に、大きな振幅の超音波エコー信号が含まれる区間（Ｂモード画像が黒い区間）では、信号とアーチファクトとを区別できるので、相互相関を計算すれば、誤差の小さい差分検出を行うことができるのであるが、小さい振幅の信号しか含まれない区間（Ｂモード画像が白い区間）では、Ｓ／Ｎ比が小さいため、信号とアーチファクトとが区別されにくく混同されてしまい、相互相関を計算すると大きな誤差を含みやすい。

【００１２】

図５は、信号とアーチファクトとの区別が困難な小さな振幅の超音波エコー信号が得られる領域を含んだ生体擬似試料を作成し、これについて撮影したＢモード画像と音速変化分布画像とを示した図である。この擬似試料は例えば寒天を用いて作成される。図５（ａ）は、中央部分に小さな振幅の超音波エコー信号領域を有する生体擬似試料のＢモード画像である。この試料の中央部分は、照射光を吸収しない物質からなる。図５（ｂ）は、この試料に対する光照射前と光照射後との超音波速度変化の分布を算出し、画像化した図である。小さな振幅の超音波エコー信号が生じる中央部分（Ｂモード画像が白い部分）では、信号とアーチファクトとの区別ができていないため、相互相関の計算が正確に行えない結果、誤差が生じてしまい、画像中央には、超音波速度の変化が生じていないにもかかわらず、あたかも音速変化があったかのようなゴースト画像が発生している。

【００１３】

このように、各ラインの超音波エコー信号を等間隔ごとに区間分割し、各区間の相互相関を計算する従来の信号処理手法を採用して超音波速度変化分布の画像を作成した場合に、超音波エコー信号の振幅が小さい領域に、誤った超音波速度変化が現れた画像を表示してしまう問題があった。

【００１４】

そこで、本発明は、超音波エコー信号に対する信号処理を工夫することにより、正確な超音波速度変化画像（温度変化画像または光吸収画像）を表示することができる光トモグラフィ装置を提供することを目的とする。

【００１５】

また、生体内の測定部位や測定部位の状態（例えば光吸収率を高める造影剤の注入が行われている状態）によっては、生体内に光を照射したときに、照射する光の波長によって、生体内の各部位で光吸収率が異なる場合がある。そのため、光源から光を照射した場合でも、生体内の部位によっては温度変化を効率よく発生させることができることもあれば、十分な温度変化を発生させることができないこともありうる。

【００１６】

そこで、本発明は、測定部位が生体内のどの部位であるか、あるいは測定部位の状態がどのようなものであるか（例えば光吸収率を高める造影剤の注入がなされている状態）により、状況に応じて、適切な超音波速度変化画像を取得することができる光トモグラフィ装置を提供することを他の目的とする。

【課題を解決するための手段】

【００１７】

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は、測定領域に光を照射する光源と、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送受機構と、光を照射していないとき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の分布に関する断層画像として表示する超音波速度解析部とを備えた光トモグラフィ装置であって、非照射時超音波エコー信号および光照射後超音波エコー信号それぞれの信号波形の包絡線を抽出する包絡線データ抽出部と、抽出された包絡線データに基づいて非照射時超音波エコー信号および光照射後超音波エコー信号それぞれの信号波形における関心信号区間を抽出する関心信号区間抽出部とを備え、超音波速度解析部は、非照射時超音波エコー信号およ

10

20

30

40

50

び光照射後超音波エコー信号の関心信号区間内の信号に基づいて超音波速度変化を求めるようにしている。

【0018】

この発明によれば、非照射時超音波エコー信号と光照射後超音波エコー信号とに基づいて測定領域の超音波速度変化を求める際に、各エコー信号全体を等間隔に区間分割して解析するのではなく、まず、包絡線データ抽出部によって各エコー信号の包絡線データを抽出する。包絡線データを抽出することにより、受信したエコー信号中に含まれる真のエコー信号とアーチファクトとを区別することができる。さらに関心信号区間抽出部が、抽出した包絡線データに基づいて、エコー信号中の真のエコー信号である区間を関心信号区間として抽出する。そして、超音波速度解析部は、非照射時超音波エコー信号および光照射後超音波エコー信号の関心信号区間内の信号に基づいて、相互相関を計算し、測定領域の超音波速度変化を算出する。これにより、アーチファクトを含まない真のエコー信号のみに基づいて超音波速度の変化を求めて、断層画像を作成する。

10

【発明の効果】

【0019】

本発明によれば、超音波エコー信号の振幅が小さい領域に、誤った超音波速度変化を示した画像を表示されることがなくなり、正確な超音波速度変化画像（あるいは温度分布画像、光吸収画像）を表示することができる。

【0020】

（他の課題を解決するための手段および効果）

20

また、上記発明において、関心信号区間抽出部は、包絡線データについて所定の閾値より大きな信号ピークの検出を行い、検出された信号ピークに基づいて関心信号区間を抽出するようにしてもよい。

これによれば、包絡線データについて、予め設定した閾値より大きな信号ピークのみをエコー信号として抽出するので、さらにアーチファクトを除くことができ、ノイズのない超音波速度変化画像を表示することができる。

【0021】

また、上記発明において、照射光の波長が700nm～1000nmの範囲で可変であるレーザ光源を用いるようにしてもよい。

ここで「波長が可変であるレーザ光源」は、出力光の波長を連続的に変化することができるレーザ光源でもよいし、互いに異なる波長の光を出力する複数のレーザ群を用意しておき、いずれかを切り替えて発光するようにしたレーザ光源を用いてもよい。

30

波長範囲を700nm～1000nmの範囲としたのは、この波長範囲の光は、一般に生体内を深部まで透過することが可能であるから、生体深部の超音波速度変化画像を得るために都合がよいためである。

具体的には、700nm～1000nmの範囲で連続的に波長を変化することができるレーザ光源として、チタンサファイヤレーザ（波長範囲700nm～1000nmで出力波長が可変）を用いることができる。また、複数の異なる波長の光を出力するレーザ群からなるレーザ光源として、例えば808nm、880nm、940nm、980nm等で発光する複数の半導体レーザ群を組み合わせたレーザ光源を用いることができる。

40

【0022】

本発明によれば、生体の測定部位によって、あるいは測定部位の状態（造影剤が注入されて光の光吸収率が高められた状態）によって、その測定部位が効率的に光吸収できる波長の光を選択して照射することができるので、効果的に光吸収が行われ、より鮮明な超音波速度変化画像を取得することができるようになる。特に特定波長の光に対し選択的に光吸収率を高める性質を有する造影剤が生体内に注入されている場合には、レーザ光源の可変波長の中からその特定波長に近い波長のレーザ光を照射することにより、造影剤が注入された部位の光吸収が強調されるので、さらに鮮明な超音波速度変化画像を得ることができるようになる。

また、生体でのドラッグデリバリシステムにおいて本発明を合わせて利用することによ

50

り、薬剤を運搬するリポソーム等のドラッグキャリアが光吸収しやすい波長の光を選択して照射することにより、生体内でのドラッグキャリアの分布状態を観察することができ、ドラッグキャリアから薬剤を放出するタイミングを適確に把握することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0023】

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の構成を示すブロック図である。

光トモグラフィ装置1は、リニアアレイ探触子2、赤外線レーザ光源3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）、包絡線データ抽出部14、関心信号区間抽出部15、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。

【0024】

プローブ5は、被検体100に押し当てられた状態で、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、赤外線レーザ光源3から赤外光が照射される。赤外線レーザ光源3は、超音波速度解析部8により点灯制御される。

【0025】

リニアアレイ探触子2は、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生し、この超音波信号に対する被検体内からの超音波エコー信号を送受信部6に返す。走査制御部7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（例えば345本）の超音波信号を走査する。

このような構造の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。

【0026】

一方、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が、そのとき、包絡線データ抽出部14、関心信号区間抽出部15を制御する。

【0027】

包絡線データ抽出部14は、受信信号である非照射時、光照射後の超音波エコー信号の1つ1つの波形についての包絡線を抽出する包絡線処理を実行する処理を行う。包絡線処理の演算自体は、周知のソフトを利用して行われる。図2（a）は包絡線データの一例であり、図2（b）に示した超音波エコー信号から抽出したものである。

【0028】

関心信号区間抽出部15は、抽出された包絡線データ全体から、超音波速度の変化を算出する関心信号区間を抽出する処理を行う。すなわち、包絡線データ上で信号のピークが含まれる区間を関心信号区間として抽出する。このとき、予め閾値を設定しておき、閾値以上の信号ピークのみを抽出するようにして、小さなピークをアーチファクトとして除くことにより、処理時間を短縮するようにしてもよい。

【0029】

包絡線データから関心信号区間を抽出する処理は、具体的には、次のようにして行う。図3（a）に示すように、包絡線データ上での1つの極大点jを中心として予め設定した所定区間M内の各データ（図3では $M = \pm 160$ 点と設定）について比較を行い、中心の極大点が所定区間Mにおける最大値である場合に、この極大点jを中心とする所定区間Mを関心信号区間のひとつとして抽出する。もし、中心の極大点j'が図3（b）に示すように、所定区間Mにおける最大値ではなかった場合は、その区間Mは関心信号区間ではないとして抽出を行わず、次の極大点が新たに中心となるように区間を移動して、同様の操作を繰り返す。例えば、図2の例においては、この方法により、4つの区間が抽出されている。関心信号区間以外については、アーチファクトとして処理されることになる。

【0030】

そして、超音波速度解析部 8 は、抽出された各関心信号区間に対応する超音波エコー信号の部分（図 2（b）の着色部分）について、非照射時と光照射後との超音波エコー信号の相互相関 ΔM 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 3 4 5 本すべての超音波ビームの関心信号区間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 ΔM を取得する。取得した相互相関のデータ ΔM は、超音波エコー信号の光照射前後での波形シフト量を表しており、 $\Delta M / M$ は、超音波速度の変化を表している。そして、算出された $\Delta M / M$ に基づいて、断層画像（光断層画像）を作成し表示装置 1 2 に表示する。

【0031】

なお、詳細な説明は省略するが、光照射前後の超音波速度変化の画像ではなく、温度変化（ ΔT ）の画像として表示する場合は、正確には次式（1）の温度補正項を加えたデータにより画像化する。

$$\Delta T = (4.821 - 0.095124 T + 0.00040623 T^2)^{-1} \cdot (v \cdot \Delta M / M) \quad \dots (1)$$

ここで、 T は温度（ ）、 v は、音速（m / s）である。

【0032】

次に、光トモグラフィ装置 1 による測定動作例について、図 4 のフローチャートを用いて説明する。

プローブ 5 を被検体の測定領域に向けてセットし、測定を開始する。赤外線レーザ光源 3 に対して光照射を行う制御信号が送られる（S 1 1）。これにより、赤外線レーザ光源 3 の光が被検体 1 0 0 に照射される。

【0033】

そして、照射開始から所定時間経過後に、走査制御部 7 が送受信部 6 に順次信号を送って、リニアアレイ探触子 2 を駆動し、パルス状の超音波信号を送波するとともに、被検体 1 0 0 からの受信信号である超音波エコー信号を受波する（S 1 2）。ここで、光照射開始から超音波送受開始までの所定時間は、被検体 1 0 0 の各部位が十分な光エネルギーを吸収するのに要する時間であり、予め実験等で測定し制御系 1 1 の図示しない記憶部に設定しておく。走査制御部 7 はこれを参照して送受のタイミングを調整する。

そして、光照射状態で取得した超音波エコー信号（受信信号）の波形を、光照射後超音波エコー信号として記憶する（S 1 3）。

【0034】

光照射後超音波エコー信号の受信波形の記憶が終わると、光照射を停止する制御信号が送られる（S 1 4）。これにより被検体 1 0 0 に対する光照射が停止される。

この照射停止から所定時間経過して被検体 1 0 0 が十分に温度低下したところで、走査制御部 7 が送受信部 6 に信号を送ってリニアアレイ探触子 2 を駆動し、超音波信号を送波するとともに、被検体 1 0 0 から超音波エコー信号を受波する（S 1 5）。そして、光照射停止状態で取得した超音波エコー信号（受信信号）の波形を非照射時超音波エコー信号として記憶する（S 1 6）。

【0035】

続いて、光照射後と非照射時の超音波エコー信号に対して、包絡線データを抽出する（S 1 7）。さらに包絡線データ上で所定の閾値以上の信号ピークを抽出し、これに基づいて関心信号区間を抽出する（S 1 8）。続いて、光照射後と非照射時の超音波エコー信号について、関心信号区間の信号同士の相互相関を計算し、関心信号区間の光照射の有無による超音波速度の変化を解析する（S 1 9）。解析結果の超音波速度変化の分布を画像化して表示装置に表示する（S 2 0）。

【0036】

記述のように、図 5（a）は、生体擬似試料についての B モード画像であり、図 5（b）は、同一試料について、従来法による信号処理により取得した断層画像（比較例）である。一方、図 5（c）は、本発明の信号処理法により取得した超音波速度変化の断層画像

10

20

30

40

50

である。従来法の信号処理で現れていたゴースト信号が、本発明の信号処理方法による断層画像では現れていない。

【 0 0 3 7 】

図 1 0 は、本発明の光トモグラフィ装置を用いて撮影した断層画像例を示す図であり、図 1 0 (a) は試料として用いる鶏肉を写した写真であり、図 1 0 (b) はその B モード画像である。また、図 1 0 (c) は光照射時間を変化させたときの超音波速度変化画像である。

本断層画像は、図 1 0 (a) に示すように、鶏肉試料の一部に光吸収を促進するために黒く着色した部分を作成しておき、これに 8 0 9 n m の赤外光を照射したものである。このとき赤外光の照射時間を 2 0 秒、4 0 秒、6 0 秒、1 0 0 秒、1 4 0 秒というように変

10

【 0 0 3 8 】

照射時間が短く、試料内の温度変化がほとんど発生していないときは、画像全体が白くなっている。このときゴースト画像も現れていない。照射時間が長くなるにつれて、試料内の温度分布が発生し、温度変化により超音波速度変化が生じた部分が黒くなる。

このように、超音波速度変化の断層画像において、アर्टファクトの影響を完全に除去できるとともに、温度変化に伴う変化を確実に画像化できている。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 3 9 】

本発明は、光照射前後の被検体の変化の断層画像を表示する光トモグラフィ装置に利用

20

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 0 】

【図 1】本発明の一実施形態である光トモグラフィ装置の構成を示すブロック図。

【図 2】包絡線の一例を示す図。

【図 3】関心信号区間の抽出例を説明する図。

【図 4】本発明の一実施形態である光トモグラフィ装置による測定動作手順を示すフローチャート。

【図 5】生体擬似試料による B モード画像および超音波速度変化画像の例を示す図。

【図 6】従来からの光トモグラフィ装置（音波計測装置）の構成を示すブロック図。

30

【図 7】B モード画像の一例を示す図。

【図 8】超音波エコー信号の受信波形の一例を示す図。関心信号区間の抽出例を説明する図。

【図 9】従来の光トモグラフィ装置で実施されている信号処理を説明する図。

【図 1 0】本発明による超音波速度変化画像例を示す図。

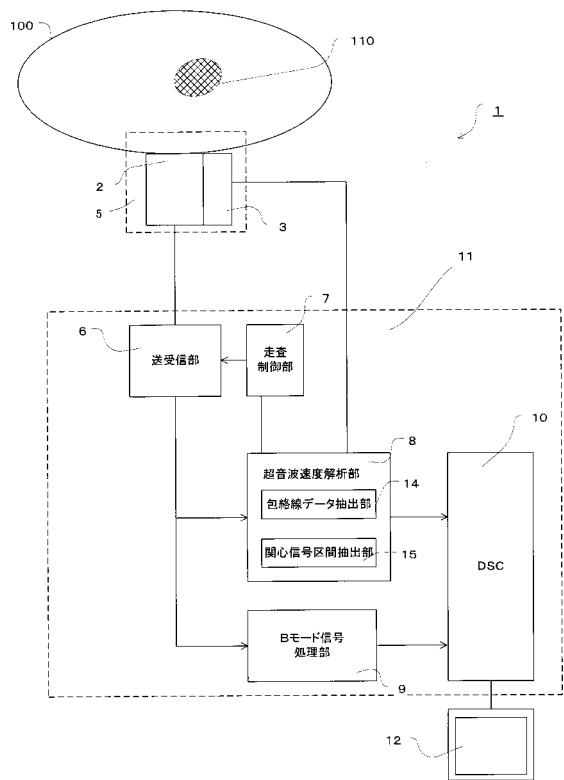
【符号の説明】

【 0 0 4 1 】

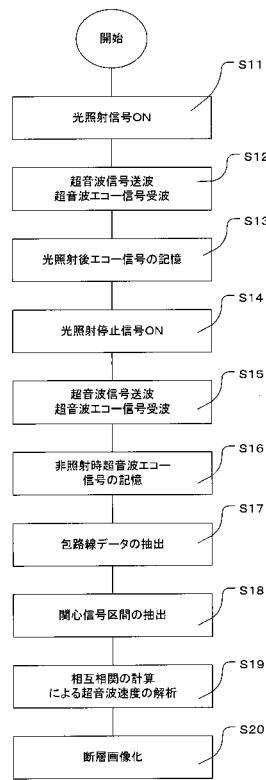
- 1 : 光トモグラフィ装置
- 2 : リニアアレイ型探触子
- 3 : 赤外線レーザー光源
- 5 : プローブ
- 8 : 超音波速度解析部
- 1 2 : 表示装置
- 1 4 : 包絡線データ抽出部
- 1 5 : 関心信号区間抽出部

40

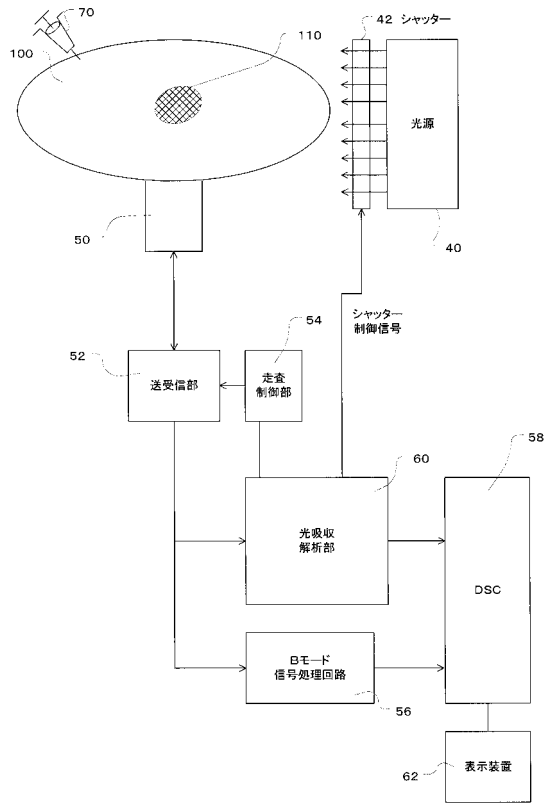
【図 1】



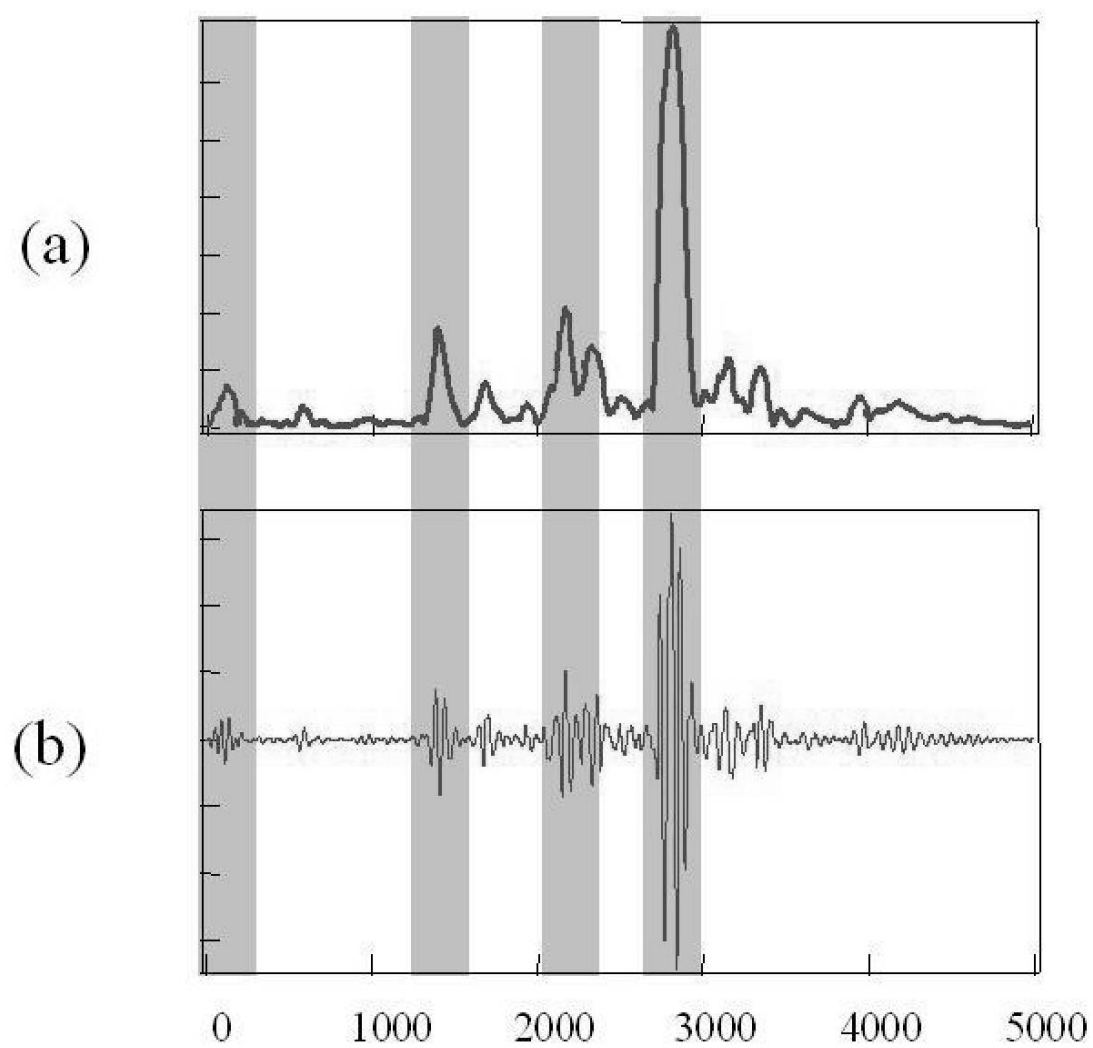
【図 4】



【図 6】

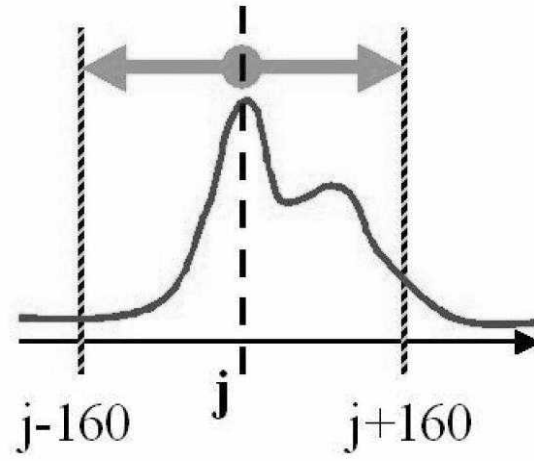


【図 2】

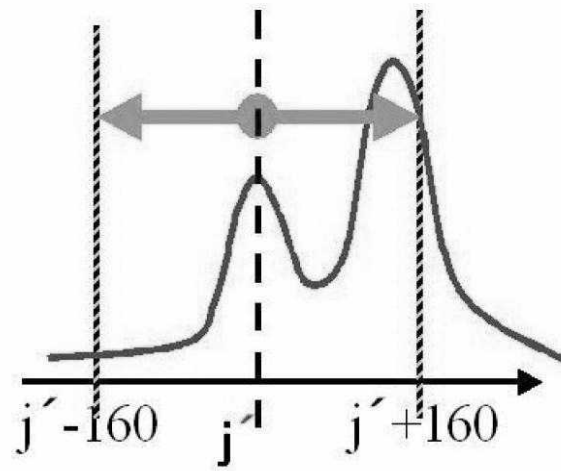


【図 3】

(a)

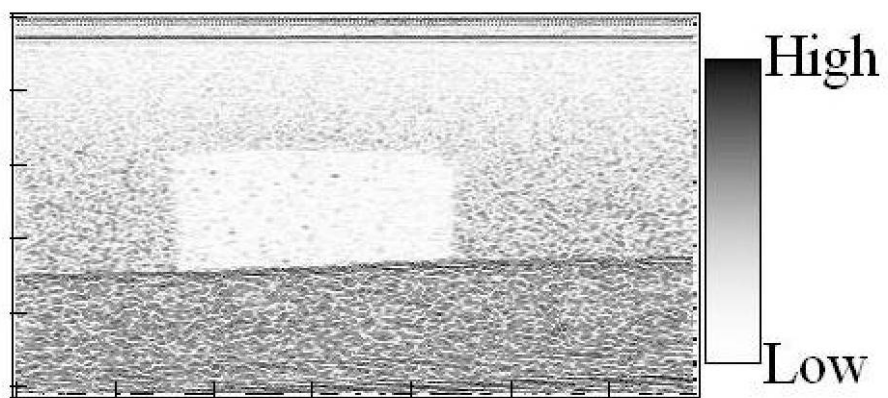


(b)

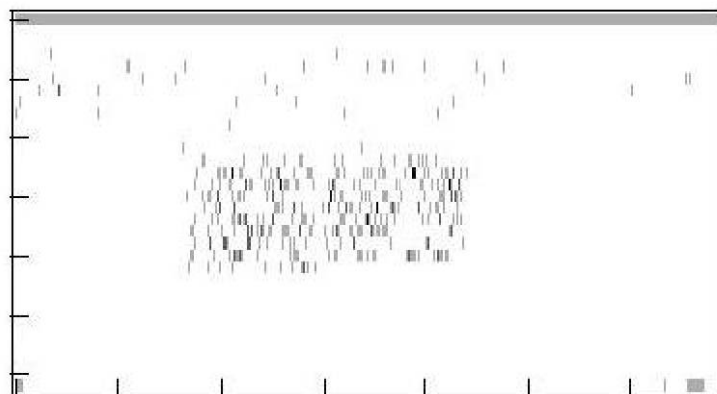


【図 5】

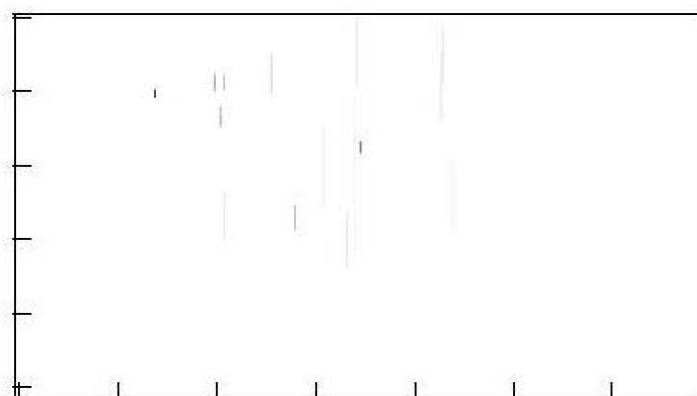
(a)



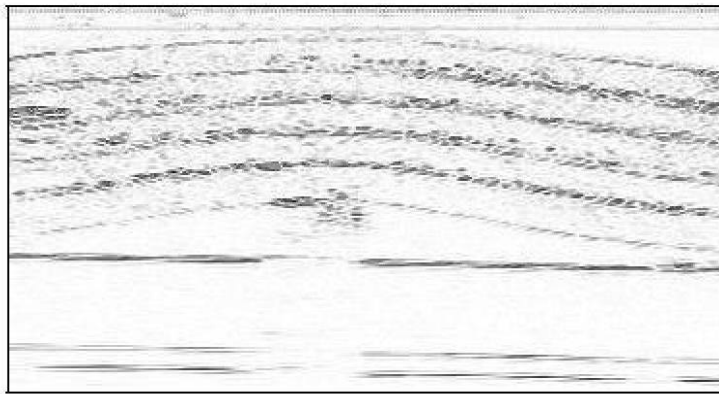
(b)



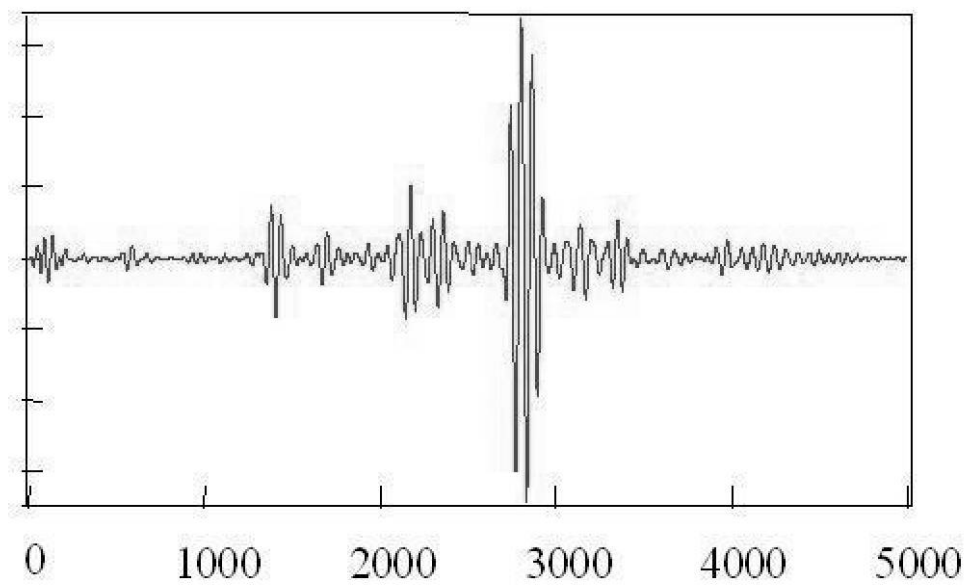
(c)



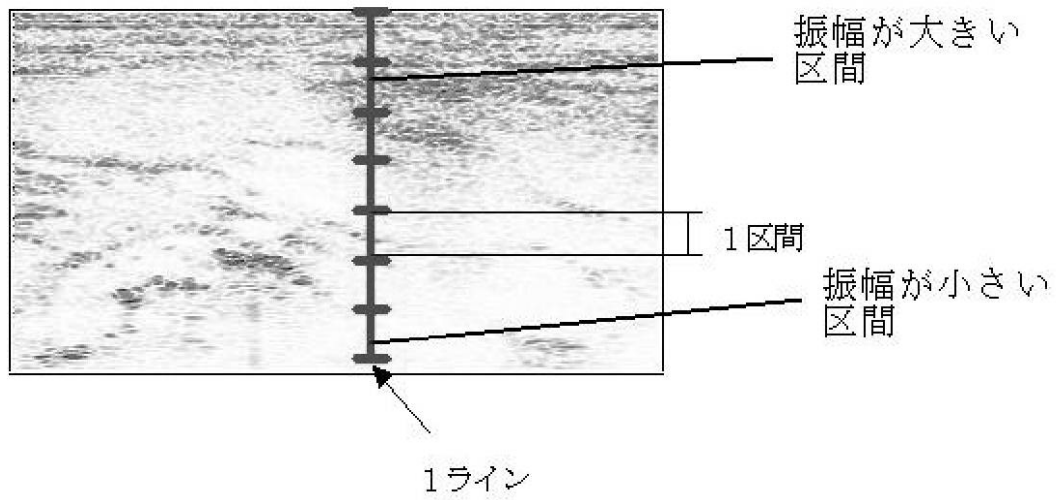
【図 7】



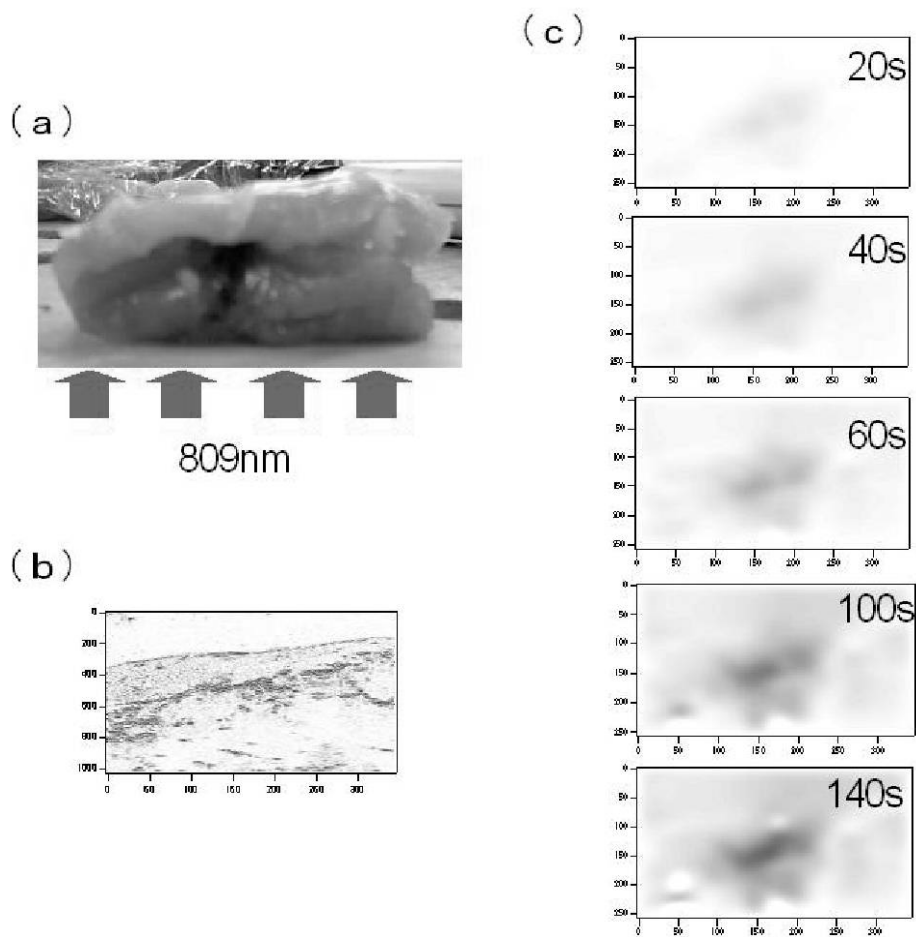
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2001-145628(JP,A)
特開2005-21380(JP,A)
特開平9-133654(JP,A)
特開平11-235341(JP,A)
国際公開第2006/006462(WO,A1)
特表2004-506467(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	光学断层摄影装置		
公开(公告)号	JP4909132B2	公开(公告)日	2012-04-04
申请号	JP2007060563	申请日	2007-03-09
[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 中村直幹		
发明人	堀中 博道 松中 敏行 中村 直幹		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD20 4C601/DD22 4C601/DE06 4C601/EE09 4C601/GB04 4C601/JB22 4C601/JB36 4C601/JB37 4C601/JB41 4C601/JC06 4C601/JC11 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12		
代理人(译)	鹿岛雄		
优先权	2006230918 2006-08-28 JP		
其他公开文献	JP2008080101A JP2008080101A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(经修改) 一种光学断层成像设备可同时显示的精确的超声速度变化的断层图像。A到从非照射超声波回波信号的处理及光照射被接收从测量区域波后的测量区域的超声波回波信号接收之后光照射的基础上测量时不用光照射区域光学断层摄影装置1, 其包括超声波速度分析单元8求超声速度变化至显示为前的超声速度变化的分布的断层图像和之后的光照射超声回波信号光照射包络数据提取单元14提取的每个信号波形的包络, 基于兴趣部的提取之前和光照射后的超声波回波信号中提取感兴趣部分的信号中的每个信号波形的包络提取数据信号和部15中, 超声波速度分析单元8求出基于在非照射超声波回声信号的感兴趣部分的信号的信号, 并经过光照射超声回波信号的超声波速度变化。点域1

【 図 6 】

