

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4909131号
(P4909131)

(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. F I
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 4 (全 18 頁)

| | | | |
|-----------|-------------------------------|-----------|--|
| (21) 出願番号 | 特願2007-60562 (P2007-60562) | (73) 特許権者 | 505127721 公立大学法人大阪府立大学 大阪府堺市中央区学園町1番1号 |
| (22) 出願日 | 平成19年3月9日(2007.3.9) | (74) 代理人 | 100114030 弁理士 鹿島 義雄 |
| (65) 公開番号 | 特開2008-220506 (P2008-220506A) | (72) 発明者 | 堀中 博道 大阪府吹田市内本町2-5-25 |
| (43) 公開日 | 平成20年9月25日(2008.9.25) | (72) 発明者 | 松中 敏行 東京都昭島市緑町4丁目27番19号 |
| 審査請求日 | 平成22年3月9日(2010.3.9) | 審査官 | 宮川 哲伸 |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光アシスト超音波速度変化イメージング装置および光アシスト超音波速度変化画像表示方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体の観察領域に超音波信号を送波するとともに観察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、

観察領域内の関心部位に分布させた金ナノロッドを含む光熱変換物質と、

関心部位まで透過可能であり、かつ、前記光熱変換物質に照射されたときに光吸収される波長の励起光を観察領域に向けて照射する光源と、

前記励起光を照射していないとき観察領域から受波した非照射時超音波エコー信号および励起光照射後の観察領域から受波した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、

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それぞれの関心信号区間の信号に基づいて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を表示する超音波速度解析部とを備えたことを特徴とする光アシスト超音波速度変化イメージング装置。

【請求項2】

前記光熱変換物質は、ドラッグデリバリシステムにより関心部位に分布させた薬剤標識物質であることを特徴とする請求項1に記載の光アシスト超音波速度変化イメージング装置。

10

20

【請求項 3】

光源は 700 nm ~ 1000 nm の波長範囲の少なくとも一部の波長光を励起光として照射する光源であることを特徴とする請求項 1 に記載の光アシスト超音波速度変化イメージング装置。

【請求項 4】

(a) 被検体(ヒトを除く)の観察領域内の関心部位に金ナノロッドを含む光熱変換物質を分布させ、

(b) 関心部位まで透過可能であり、かつ、前記光熱変換物質に照射されたときに光吸収される波長の励起光を観察領域に向けて照射する光源を用い、励起光を照射していない状態と励起光を照射した状態との 2 つの状態、被検体の観察領域に超音波信号を送波するとともに観察領域からの超音波エコー信号を受波し、

(c) 励起光を照射していない状態で観察領域から受波した非照射時超音波エコー信号および励起光照射後の状態で観察領域から受波した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し、

(d) 抽出された包絡線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し、

(e) 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それぞれ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て超音波速度変化の分布に関する断層画像を表示する光アシスト超音波速度変化画像の表示方法。

10

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内部へ光照射したときの照射前後の内部の音速変化を、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)を取得する光アシスト超音波速度変化イメージング装置および光アシスト超音波速度変化画像表示方法に関する。

【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機能があり、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。

30

【0003】

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、観察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、光照射による観察領域の超音波速度変化の分布を求めて断層画像(光アシスト超音波速度変化画像)を得ることが提案されている(特許文献 1 参照)。

40

【0004】

この光断層画像は、照射された光の吸収による観察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

50

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。

【 0 0 0 5 】

図7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生し、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、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。

【 0 0 0 6 】

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（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。

【 0 0 0 7 】

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。

【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】

【 0 0 0 8 】

図8は、アレイ型探触子により観察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9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。

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8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。

【0010】

このときの信号解析について説明すると、図10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。

10

【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。

20

【0012】

図11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11(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11(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。

30

【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、本発明者らは、光を照射していないとき観察領域から受波した非照射時超音波エコー信号および光照射後の観察領域から受波した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し、抽出された包絡線に基づいて関心信号区間を抽出することによりアーチファクトの影響を除去するようにした上で、超音波速度変化を確実に画像化するようにした光アシスト超音波速度変化イメージング装置（光トモグラフィ装置）を提案している（特願2006-230918号）。

40

これにより、図11(c)に示すようなゴースト画像が現れにくい超音波速度変化の分布画像（あるいは温度変化分布画像）を得ることができる。

【0015】

ところで、この方法は、ゴースト画像をなくすには有効であるが、光照射に対する被検体の光吸収量は何も変化せず、影響を受けない。そのため、照射光（励起光）に対する光吸収量が観察領域内で変化していないと、超音波速度変化の分布画像において、ゴースト画像が生じないだけでなく、本来、画像化したい超音波速度変化の分布像自体も鮮明に表

50

示されないが、あるいは超音波速度変化の分布像が表示される場合でも、励起光の照射を相当長い間持続させて十分に昇温させなければならない。

【0016】

超音波速度変化の分布画像を鮮明にするためのひとつの方法として、被検体中の注目組織の光吸収による温度上昇を促進するために、注入器により造影剤を注入することが、特許文献1において開示されている。すなわち、造影剤として光吸収率が高い物質（光熱変換物質）を注目組織の部位に注入した後、超音波速度変化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ことが説明されている。

【0017】

しかしながら、これまで、光アシスト超音波速度変化イメージング装置用の光熱変換物質として適切な物質は、具体的には得られていなかった。例えば、特許文献1においては、生体擬似試料として鶏肉を用い、その一部分を黒く着色することにより光吸収率が高い領域を形成していた。しかしながら、動物の一部分を標本として採取した場合には、採取した標本（被検体）を黒く着色することもできるが、生きた動物の生体そのものを被検体とする場合は、生体内部を黒く着色することはできない。

【0018】

そこで、本発明は、ゴースト画像が現れにくい超音波速度変化の分布画像を得ることができるだけでなく、適切な光熱変換物質を用いることにより、鮮明な超音波速度変化の分布画像を得ることができるようにした光アシスト超音波速度変化イメージング装置を提供することを目的とする。

また本発明は、観察領域への励起光の照射時間を短くしても、効率的に超音波速度変化の分布像を得ることができる光アシスト超音波速度変化イメージング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】

【0019】

上記課題を解決するためになされた本発明の光アシスト超音波速度変化イメージング装置は、被検体の観察領域に超音波信号を送波するとともに観察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、観察領域内の関心部位に分布させた金ナノロッドを含む光熱変換物質と、関心部位まで透過可能であり、かつ、前記光熱変換物質に照射されたときに光熱変換される波長の励起光を観察領域に向けて照射する光源と、前記励起光を照射していないとき観察領域から受波した非照射時超音波エコー信号および励起光照射後の観察領域から受波した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、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それぞれの関心信号区間の信号に基づいて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を表示する超音波速度解析部とを備えるようにしている。

【0020】

ここで、金ナノロッドとは、700nm～1000nmの波長範囲に大きな吸収を示す棒状の金ナノ粒子をいう。

この発明によれば、被検体の関心部位に、注入器等により、金ナノロッドを含む光熱変換物質を分布させておく。そして、関心部位まで透過可能であり、かつ、光熱変換物質に照射されたときに光熱変換される波長の励起光を照射するための光源を用いて、励起光を照射していない状態と励起光を照射した状態との2つの状態で、被検体の観察領域に超音波信号を送波するとともに観察領域からの超音波エコー信号を受波する。

そして、包絡線データ抽出部によって、励起光を照射していない状態で観察領域から受波した非照射時超音波エコー信号および励起光照射後の状態で観察領域から受波した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

10

20

30

40

50

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、観察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（光アシスト超音波速度変化画像）を作成する。

【発明の効果】

【0021】

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、その上、金ナノロッドを含有する光熱変換物質により、関心部位での光吸収率を効果的に高めることができるので、本来の超音波速度分布については鮮明で、かつ、ゴースト画像が現れにくい正確な超音波速度変化画像を表示することができる。

10

【0022】

（その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、光熱変換物質は、ドラッグデリバリシステムにより関心部位に分布させた薬剤標識物質であってもよい。

これにより、ドラッグデリバリシステムにより薬剤を関心部位に届けて放出する際に、関心部位に薬剤が到達したかを観察することができ、例えば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。

20

【0023】

また、上記発明において、光源は700nm～1000nmの波長範囲の少なくとも一部の波長光を励起光として照射する光源であることが望ましい。この波長範囲の光を励起光として照射することにより、金ナノロッドを含有する光熱変換物質は効果的に光を吸収して昇温させることができる。

【0024】

また、別の観点からなされた本発明の光アシスト超音波速度変化画像の表示方法は、（a）被検体（ヒトを除く）の観察領域内の関心部位に金ナノロッドを含む光熱変換物質を分布させ、（b）関心部位まで透過可能であり、かつ、前記光熱変換物質に照射されたときに光熱変換される波長の励起光を観察領域に向けて照射する光源を用い、励起光を照射していない状態と励起光を照射した状態との2つの状態で、被検体の観察領域に超音波信号を送波するとともに観察領域からの超音波エコー信号を受波し、（c）励起光を照射していない状態で観察領域から受波した非照射時超音波エコー信号および励起光照射後の状態で観察領域から受波した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し、（d）抽出された包絡線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し、（e）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それぞれ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て超音波速度変化の分布に関する断層画像を表示するようにしている。

30

40

この表示方法により、本来の超音波速度分布については鮮明で、かつ、ゴースト画像が現れにくい正確な超音波速度変化画像を表示することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0025】

（装置構成）

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アシスト超音波速度変化イメージング装置の構成を示すブロック図である。

被検体100の関心部位110には、金ナノロッド110aを光熱変換物質として分布させてある。関心部位110に金ナノロッド110aを分布させる方法は、注入器により

50

、直接、分布させてもよいし、動物の生体であれば、いわゆるドラッグデリバリシステム（DDS）の技術を用いて、薬剤標識物質として関心部位に分布させてもよい。

【0026】

光アシスト超音波速度変化イメージング装置1は、リニアアレイ探触子2、赤外線レーザー光源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。

【0027】

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、赤外線レーザー光源3から赤外光（波長809nm）が励起光として適宜照射される。赤外線レーザー光源3は、超音波速度解析部8により点灯制御される。なお、励起光の波長は、これに限らず、金ナノロッド110aが光吸収できるものであり、かつ、被検体を透過できる波長であればよい。具体的には700nm～900nmの波長域の光を含む励起光が適している。

【0028】

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、送受信部6から送受信部6へ送受信部6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。

【0029】

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。

【0030】

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。

【0031】

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。

【0032】

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 = ±160点と設定）について比較を行い、中心の極大点j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j'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。

【0033】

10

20

30

40

50

そして、超音波速度解析部 8 は、抽出された各關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、非照射時と照射後との超音波エコー信号の相互相関 M 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することができる。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關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 M を取得する。取得した相互相関のデータ M は、超音波エコー信号の照射前後での波形シフト量を表しており、 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 M/M 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。

【0034】

なお、詳細な説明は省略するが、照射前後の超音波速度変化の画像ではなく、温度変化（ T ）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。

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

ここで、 T は温度（ $^{\circ}\text{C}$ ）、 c は、音速（ m/s ）である。

【0035】

（動作例）

次に、光アシスト超音波速度変化イメージング装置 1 による動作例について、図 4 のフローチャートを用いて説明する。

金ナノロッドを含む光熱変換物質 110a を被検体の關心部位に分布させ、標識化する（S101）。

プローブ 5 を被検体の観察領域に向けてセットし、観察を開始する。赤外線レーザー光源 3 に対して照射を行う制御信号が送られる（S102）。これにより、赤外線レーザー光源 3 の赤外光が被検体 100 に照射される。

【0036】

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 100 からの受信信号である超音波エコー信号を受波する（S103）。ここで、照射開始から超音波送受開始までの所定時間は、被検体 100 の金ナノロッドを分布させた關心部位 110 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、予め実験等で観察し制御系 11 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、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、照射後超音波エコー信号として記憶する（S104）。

【0037】

照射後超音波エコー信号の受信波形の記憶が終わると、照射を停止する制御信号が送られる（S105）。これにより被検体 100 に対する照射が停止される。

この照射停止から所定時間経過して被検体 100 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 100 から超音波エコー信号を受波する（S106）。そして、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（S107）。

【0038】

続いて、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（S108）。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、これに基づいて關心信号区間を抽出する（S109）。続いて、照射後と非照射時の超音波エコー信号について、關心信号区間の信号同士の相互相関を計算し、關心信号区間の照射の有無による超音波速度の変化を解析する（S110）。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（S111）。

10

20

30

40

50

【0039】

(観察例)

図5(a)は、動物試料(鶏肉)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の同一部位における本発明による超音波速度分布像である。ただし、光源には、励起光波長が809nmの半導体レーザーを用いており、照射時間を10秒~50秒まで10秒間隔で変化させて観察している。この試料では、表面からの深さが20mm付近に金ナノロッドを分布させてある。

照射時間が最も短い10秒の画像では、まだ温度変化が小さいため不明瞭であるが、20秒以降の画像では温度変化が十分大きくなり、金ナノロッドを分布させた位置が黒くなり、周囲とは識別できるようになっている。また、ゴースト画像もほとんど現れていない。

10

【0040】

(比較例)

同様に、図6(a)は、動物試料(鶏肉)についてのBモード画像であり、図6(b)は同一試料についての同一部位における本発明による超音波速度分布像である。こちらの光源には、励起光波長が532nmの半導体レーザーを用いており、照射時間を10秒~50秒まで10秒間隔で変化させて観察している。この試料についても、表面からの深さが20mm付近に金ナノロッドを分布させてある。

本比較例では、10秒~50秒のいずれの照射時間について、金ナノロッドが分布させてある位置に、信号が現れていない。これは、励起光波長532nmの光は、表面近傍で吸収され、金ナノロッドの位置まで励起光が届かないから励起されず、金ナノロッドの位置で温度変化が生じていないからである。

20

【0041】

このように、金ナノロッドを光熱変換物質として用いる場合には、励起光波長は金ナノロッドが光吸収できる700nm~1000nmの波長範囲を用いることにより、生体内において鮮明な超音波速度分布画像を得ることができる。

【産業上の利用可能性】

【0042】

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アシスト超音波速度変化イメージング装置に利用することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0043】

【図1】本発明の一実施形態である光アシスト超音波速度変化イメージング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アシスト超音波速度変化イメージング装置による観察の動作手順を示すフローチャート。

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

40

【図7】従来からの光アシスト超音波速度変化イメージング装置の構成を示すブロック図。

【図8】Bモード画像の一例を示す図。

【図9】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10】従来の光アシスト超音波速度変化イメージング装置で実施されている信号処理を説明する図。

【図11】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。本発明による超音波速度変化画像例を示す図。

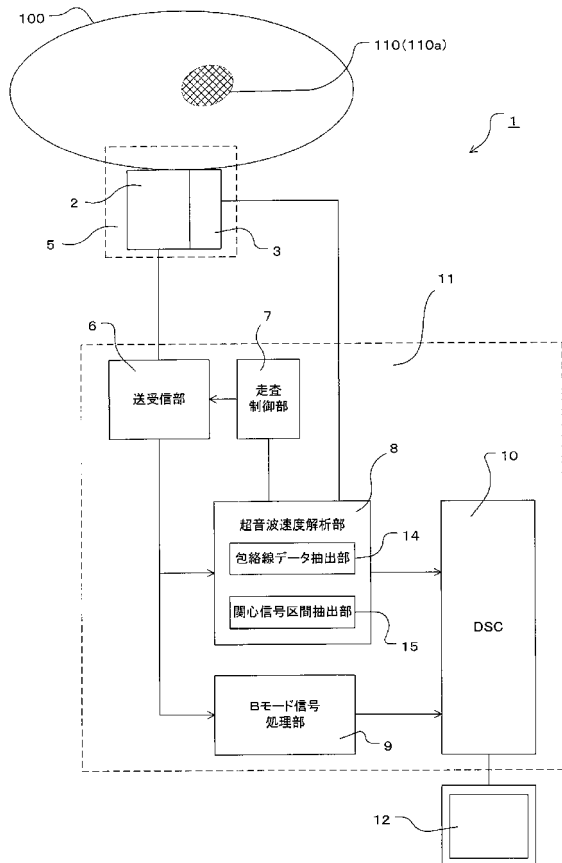
【符号の説明】

50

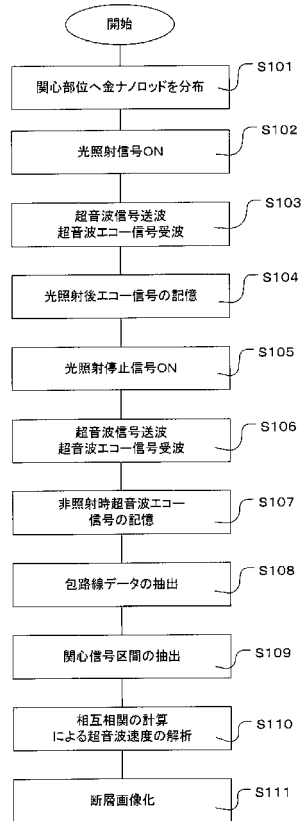
【 0 0 4 4 】

- 1 : 光アシスト超音波速度変化イメージング装置
- 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
- 12 : 表示装置
- 14 : 包絡線データ抽出部
- 15 : 関心信号区間抽出部
- 110 a : 金ナノロッド (光熱変換物質)

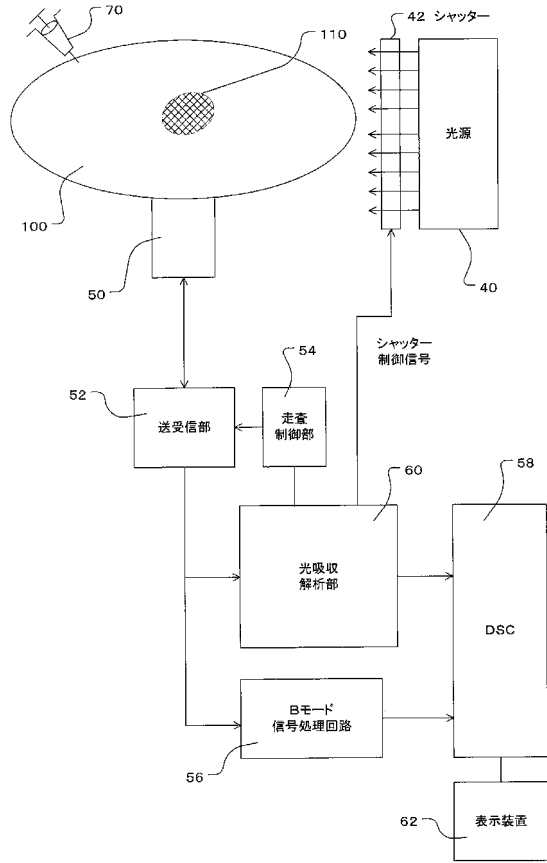
【 図 1 】



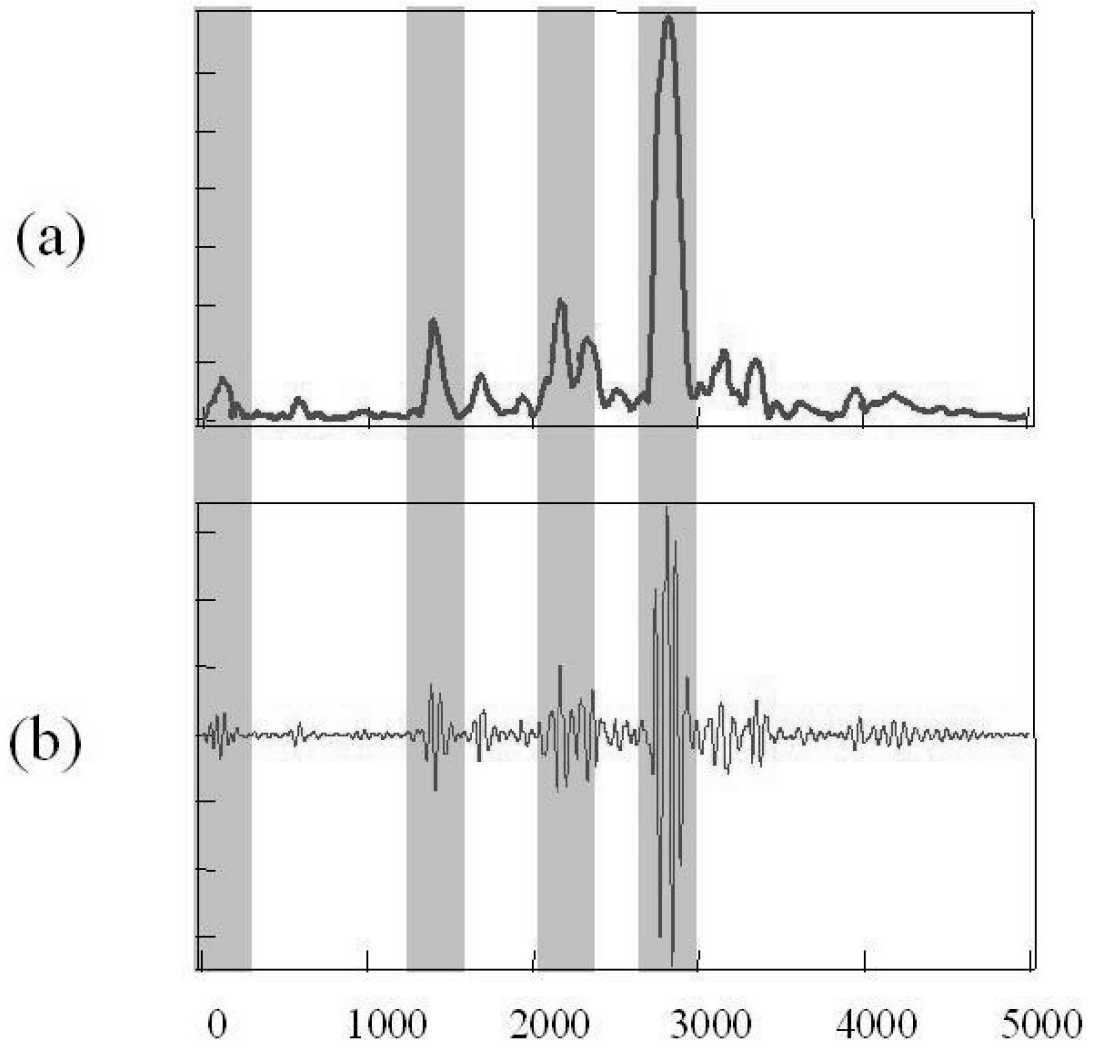
【 図 4 】



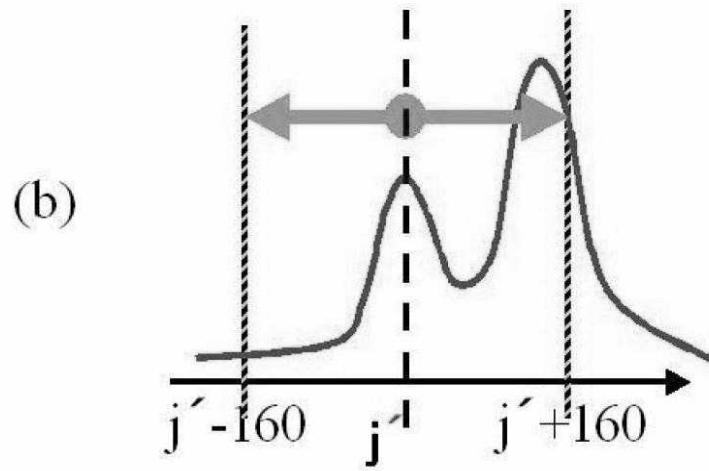
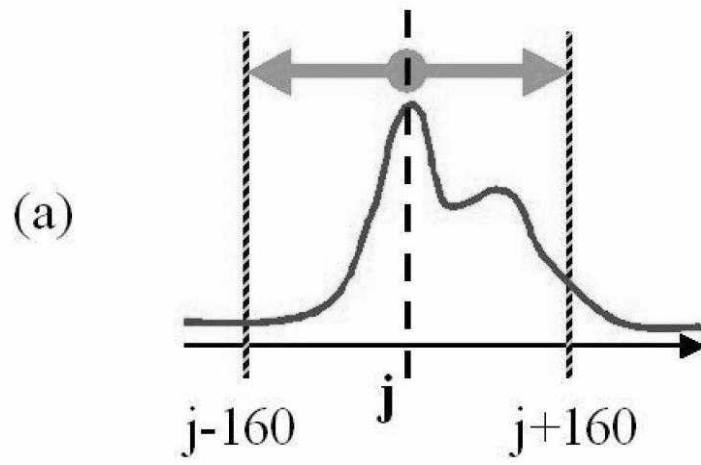
【図7】



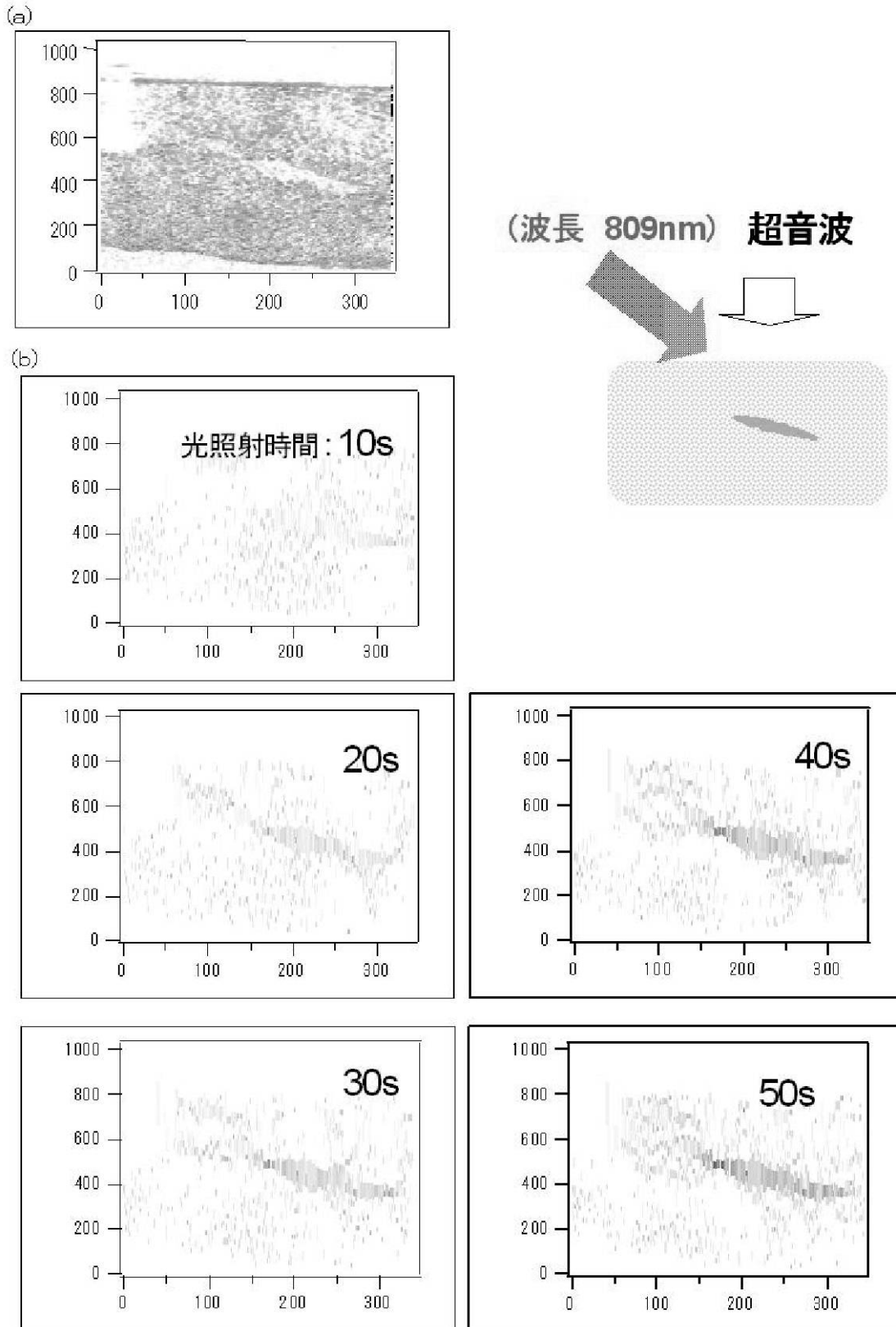
【 図 2 】



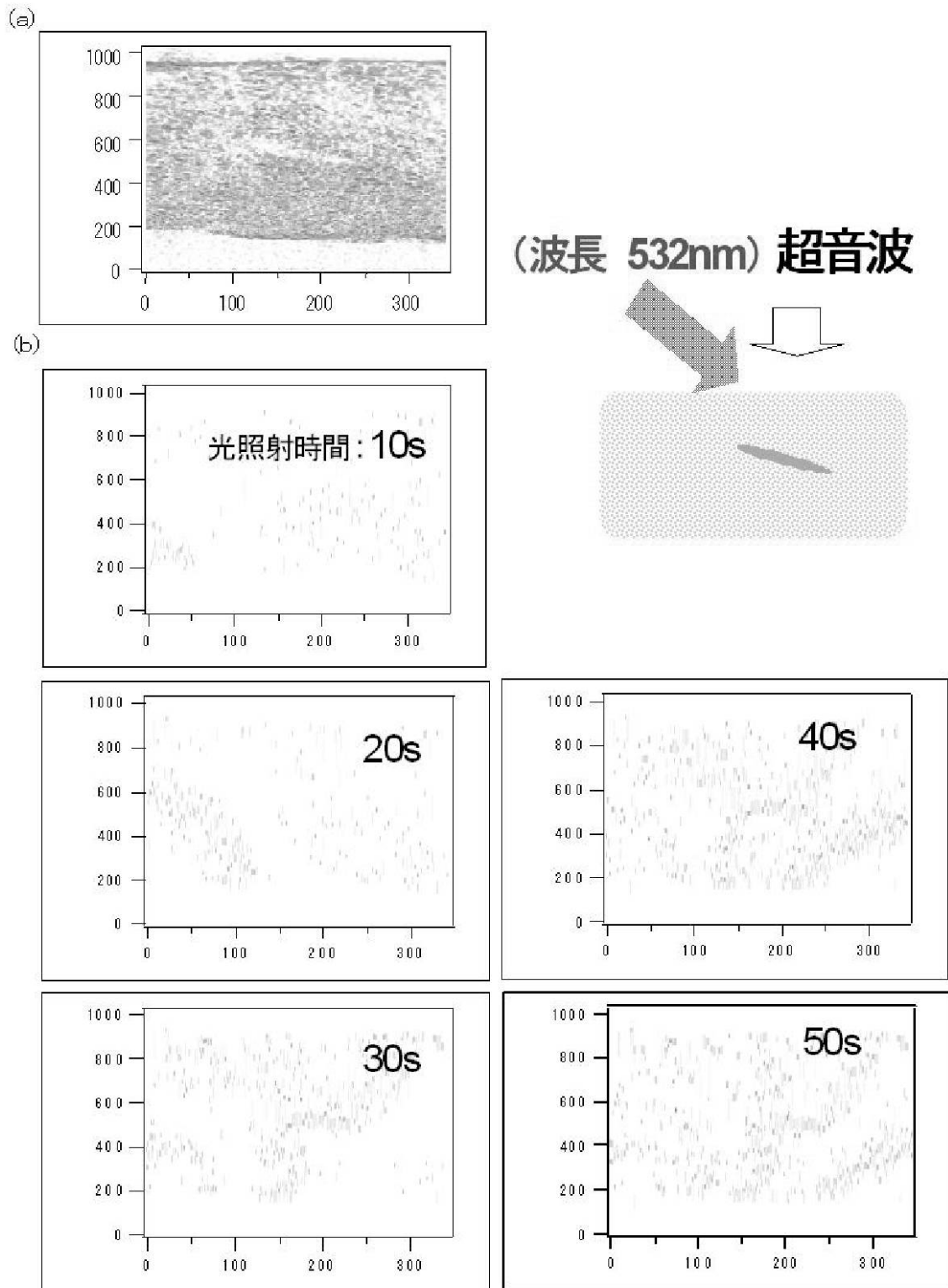
【 図 3 】



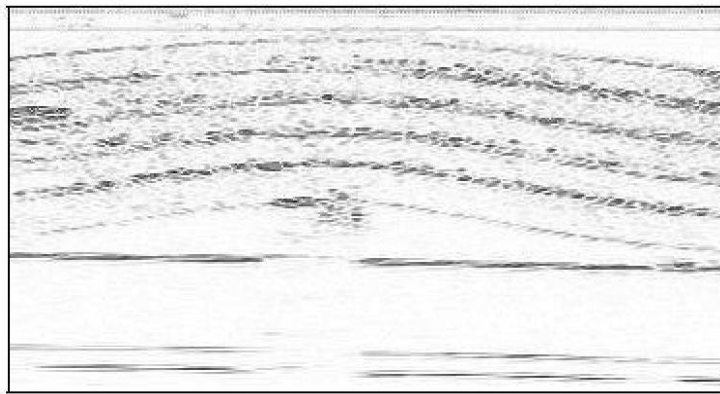
【図5】



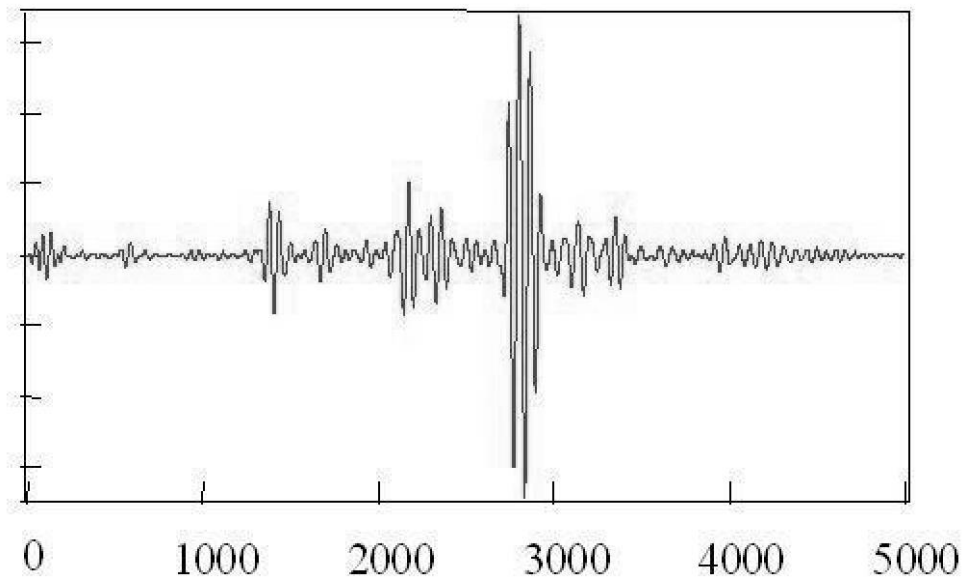
【図6】



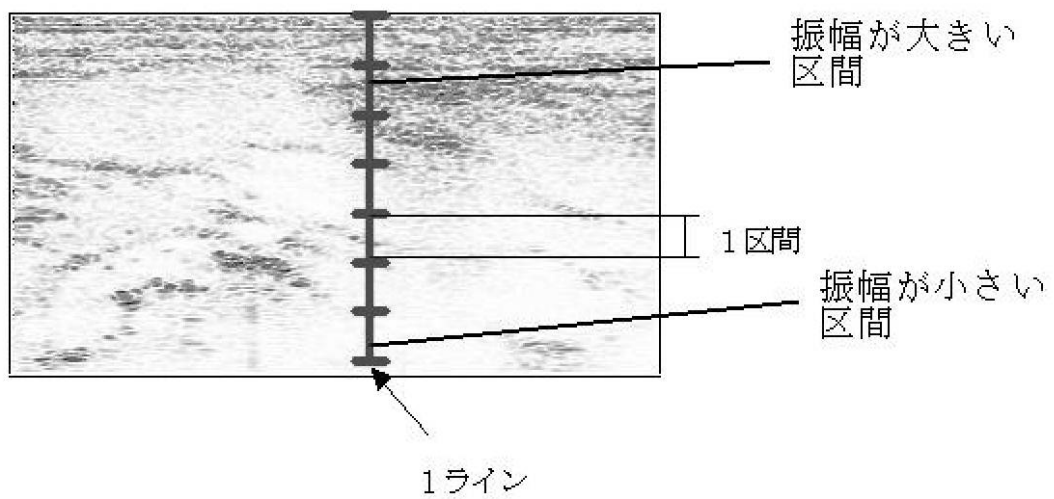
【 図 8 】



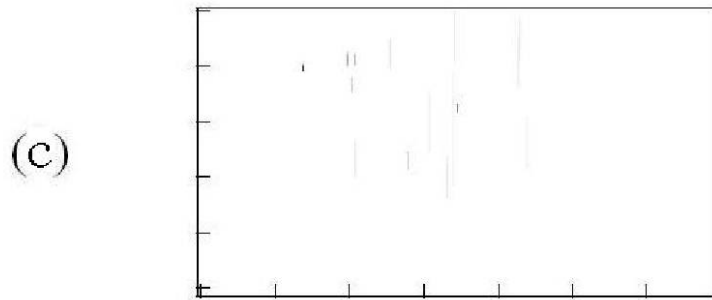
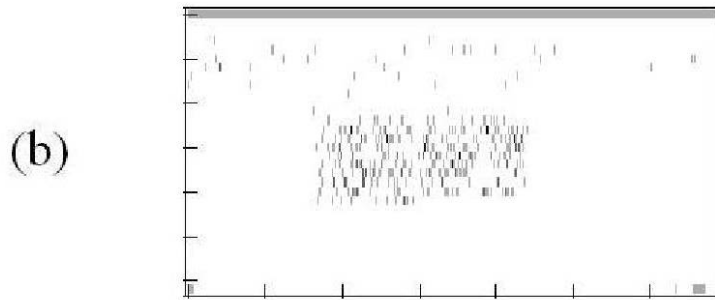
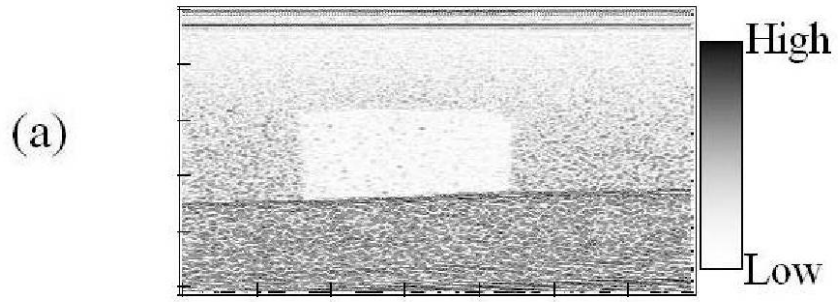
【 図 9 】



【 図 10 】



【図 11】



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) | 光学辅助超声波速度变化成像装置和光学辅助超声波速度变化图像显示方法 | | |
| 公开(公告)号 | JP4909131B2 | 公开(公告)日 | 2012-04-04 |
| 申请号 | JP2007060562 | 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 | | |
| 发明人 | 堀中 博道 松中 敏行 | | |
| IPC分类号 | A61B8/08 | | |
| FI分类号 | A61B8/08 A61B8/14 | | |
| F-TERM分类号 | 4C601/BB02 4C601/DD20 4C601/DE20 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/JB22 4C601/JC16 4C601/JC21 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/LL04 | | |
| 代理人(译) | 鹿岛雄 | | |
| 其他公开文献 | JP2008220506A5 JP2008220506A | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

(经修改) 要解决的问题: 提供一种光学辅助的超声波速度变化成像设备, 其能够以精确的超声波速度变化显示断层图像。阿基于非照射超声波回波信号和光照射接收到来自观察区域波之后, 当不用光照射到观察区域的光照射接收到来自观察区域波后的超声波回波信号一个光辅助超声波速度变化成像装置和超声波速度分析单元8被显示为寻求超声波速度变化到光照射1, 之前和之后的光照射超声波速度变化的分布的断层图像提取超声波回波信号的包络的每个信号波形的包络线数据提取部14到前和所提取的包络线数据的基础上, 在光照射后的各信号波形中提取感兴趣部分的信号在超声波回波信号和兴趣区间提取部15中, 超声波速度分析单元8中, 基于在非照射超声波回声信号的感兴趣部分的信号和后光照射超声波回波信号的信号中的超声波速度变化的信号跳轨。点域1

【图 1】

