



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体との間で超音波を送受信する探触子と、該探触子に超音波信号を供給する送信部と、前記探触子により受波された反射エコー信号を受信する受信部と、受信された反射エコー信号に基づいて超音波像を再構成する画像構成部と、再構成された超音波像を表示する表示部と、前記各部を制御する制御部とを備え、

前記被検体に投与される非崩壊型の造影剤の作用を励起させる造影撮像用の超音波信号と組織撮像用の超音波信号の切換を設定する手段を有したことを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 2】

前記造影撮像用の超音波信号は、気泡を振動させて得ることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 3】

前記表示部は、前記造影撮像用の超音波信号に対応した反射エコー信号に基づき再構成した超音波像と、前記組織撮像用の超音波信号に対応した反射エコー信号に基づき再構成した超音波像とを同一画面上の異なる表示領域に同一時に表示することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、非崩壊型の超音波造影剤の造影効果を利用した超音波診断装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

超音波診断装置は、探触子を介して被検体に超音波を照射すると共に被検体から発生する反射エコー信号を受信し、受信した反射エコー信号に基づいて超音波像（例えば、Bモード像、Mモード像等）を再構成するものである。

## 【0003】

このような超音波診断装置において、超音波造影剤（以下、造影剤）の造影効果を利用した撮像法が知られている。例えば、被検体の静脈内などに造影剤を投与して診断部位（例えば、腫瘍血管など）に拡散させ、拡散した造影剤の気泡（バブル）に比較的高い音圧の超音波を照射して気泡を崩壊させ、その崩壊時に発生する超音波を含む反射エコー信号を受信して、造影剤由来の超音波像を取得することが提案されている（例えば、特許文献 1 参照）。

## 【0004】

【特許文献 1】特開平 8 - 280674 号公報

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

ところで、特許文献 1 のような崩壊型の造影剤のほか、非崩壊型の造影剤の造影効果を利用した技術の開発が行われている。非崩壊型の造影剤は、崩壊型のものより気泡の持続時間を長くして超音波診断のリアルタイム性を向上させるものである。例えば、非崩壊型の造影剤を被検体に投与して診断部位に拡散させ、拡散した造影剤の気泡に超音波を照射して例えば気泡を共振させ、その共振信号を受信することにより気泡を崩壊させずに造影剤由来の反射エコー信号を取得する。

## 【0006】

このような非崩壊型の造影剤の造影効果を十分に発揮させるためには、気泡を崩壊させないように、音圧が比較的低く、かつ気泡の共振周波数に対応した超音波を照射する必要がある。しかし、そのような超音波により撮像を行うと、生体組織由来の反射エコー信号は微弱なものになるので、取得する超音波像の S/N が劣化して生体組織をほとんど視認

10

20

30

40

50

できないものになる。

【0007】

したがって、手に保持した探触子で撮像している診断部位の位置をも視認することが困難になるから、造影剤由来の超音波像が表示されるまでに、表示画像上の撮像部位が所望の診断部位からずれているか否かを判断することができない。そのため、非崩壊型の造影剤を用いて撮像するとき、目印となるものがない中で探触子をほとんど動かさずに保持しなければならないなど装置の使い勝手が悪くなるという問題がある。また、微細な腫瘍血管を治療するときは、造影剤由来の超音波像だけでは治療ポイントを的確に特定できず、治療部位の同定が困難になる。

【0008】

本発明の課題は、非崩壊型の造影剤を用いるときでも、診断部位の位置決めや治療部位の同定を容易にして超音波診断装置の使い勝手を向上させることにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記課題を解決するため、本発明の超音波診断装置は、被検体との間で超音波を送受信する探触子と、その探触子に超音波信号を供給する送信部と、その探触子により受波された反射エコー信号を受信する受信部と、受信された反射エコー信号に基づいて超音波像を再構成する画像構成部と、再構成された超音波像を表示する表示部と、その各部を制御する制御部とを備え、被検体に投与される非崩壊型の造影剤の作用を励起させる造影撮像用の超音波信号と組織撮像用の超音波信号の切換を設定する手段を有したことを特徴とする。

【0010】

すなわち、組織撮像用および造影剤撮像用の音圧を両者とも非崩壊型の造影剤の気泡を全崩壊させない程度ものようにし、かつ組織撮像用の超音波信号のパラメータ（例えば、周波数、波数、送波電圧、受信フィルタなど）を造影撮像用のものとは異なったものにする。その組織撮像用の超音波信号により撮像を行えば、非崩壊型の造影剤の造影効果を維持しつつ、生体組織を描出した超音波像を取得できる。したがって、造影撮像用の超音波信号と組織撮像用の超音波信号を切り替えることにより、造影剤由来の超音波像と生体組織由来の超音波像を時分割に取得することができることになる。そして、取得した2種類の超音波像を対比することにより、非崩壊型の造影剤を用いたときでも、診断部位の位置決めや治療部位の同定が容易になり、超音波診断装置の使い勝手を向上させることができる。

【0011】

この場合において、組織由来の超音波像を鮮明に表示させるためには、組織撮像用の超音波信号に対応する設定周波数成分をバンドパスフィルタで抽出すればよい。一方、造影剤由来の超音波像を鮮明に表示させるためには、造影撮像用の超音波信号に対応した反射エコー信号を探触子により受波し、受波した反射エコー信号から造影撮像用の超音波信号に対応する設定周波数成分をバンドパスフィルタで抽出する。

【0012】

また、造影剤由来の超音波像と組織由来の超音波像を対比し易くするために、造影撮像用の超音波信号に対応した反射エコー信号に基づき再構成した超音波像と、組織撮像用の超音波信号に対応した反射エコー信号に基づき再構成した超音波像とを同一画面上の異なる表示領域に同一時に表示する。これにより、検者は視線をそれほど動かさずに2つの画像を対比することができるため、診断部位の位置決めや治療部位の同定をより一層容易に行うことができる。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、造影剤を用いたときの診断部位の位置決めや治療部位の同定を容易にして超音波診断装置の使い勝手を向上させることができる。特に、非崩壊型の造影剤を用いたときに顕著な効果を奏する。

10

20

30

40

50

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0014】

本発明を適用してなる超音波診断装置の一実施形態について図面を参照して説明する。本実施形態では、非崩壊型の造影剤の気泡を振動させる造影撮像用の超音波信号と、組織撮像用の超音波信号とを設定された手順で切り替えることにより、造影剤由来の超音波像と組織由来の超音波像とを時分割に取得して同一画面上に同一時に表示するようにした一例である。図1は、本発明の一実施形態の超音波診断装置のブロック図、図2は、本発明の一実施形態における超音波診断装置の動作を説明するためのタイムチャート、図3は、造影剤由来の超音波像と組織由来の超音波像とを同一画面上に表示した表示例を示す図である。

10

## 【0015】

図1に示すように、超音波診断装置1は、探触子10、送受信部16、画像構成部18、デジタルスキャンコンバータ20(以下、DSC20)、合成部22、CRTモニタを有する表示部24、切り替えスイッチ26を有する入力部28、グラフィック構成部30、制御部32などから構成されている。また、送受信部16は、送信部12、受信部14、メモリ34、36、スイッチ38、40、バンドパスフィルタ42、44などを有している。

## 【0016】

探触子10は、被検体との間で超音波を送受信する例えば複数の振動子が扇形状に配列されたセクタ走査型のものである。送信部12は、探触子10に超音波信号を供給する。メモリ34は、送信部12に出力する造影撮像用のパラメータを格納している。その造影撮像用のパラメータは、被検体に投与される非崩壊型の造影剤の気泡を振動させる造影撮像用の超音波信号の特性(例えば、周波数、波数、送波電圧など)を規定するものである。また、メモリ36は、送信部12に出力する組織撮像用のパラメータを格納している。その組織撮像用のパラメータは、造影撮像用のパラメータを異ならせたものである。なお、スイッチ38は、制御部32から出力される指令に基づいて、メモリ34、36を設定された手順で切り替えて一方を選択するものである。また、探触子10はセクタ走査型のものに限らず、コンベックス走査型などを適宜用いてもよい。

20

## 【0017】

受信部14は、探触子10により受波された反射エコー信号を受信する。バンドパスフィルタ42は、探触子10により受波された反射エコー信号から造影剤由来の超音波信号に対応する設定周波数成分を抽出し、バンドパスフィルタ44は、組織由来の超音波信号に対応する設定周波数を抽出する。なお、スイッチ40は、制御部32から出力される指令に基づき、バンドパスフィルタ42、44を設定された手順で切り替えて一方を選択するものである。

30

## 【0018】

画像構成部18は、送受信部16から出力される反射エコー信号に基づいて超音波像(例えば、Bモード像、Mモード像、カラー弾性率画像など)を再構成するものである。DSC20は、画像構成部18から出力された超音波像を表示座標系の信号に変換する。また、入力部28は、トラックボール・マウスあるいは心電波形や心拍数を取り込むインターフェースなどを有している。グラフィック構成部30は、入力部28により取り込まれた心電波形を表示用のグラフィックに再構成するものである。合成部22は、DSC20から出力された超音波像とグラフィック構成部30から出力された心電波形を画像合成する。表示部24は、合成部22から出力された画像をモニタに表示するものである。また、入力部28には、通常撮像モードと造影撮像モードを切り替える切り替えスイッチ26が設けられている。

40

## 【0019】

このように構成される超音波診断装置1の通常撮像モードにおける動作について説明する。まず、被検体に探触子10を接触させる。探触子10に送信部12から超音波信号つまり駆動信号が供給される。供給された超音波信号により探触子10の振動子から超音波

50

が射出される。被検体から発生した反射エコー信号は探触子10の振動子により受波された後、受信部14により増幅などの受信処理が施される。受信部14から出力された反射エコー信号は、アナログデジタル変換部（AD変換部）によりデジタル化される。デジタル化された反射エコー信号が1又は複数の走査線ごとにラインメモリに記憶され、1フレームの画像データが作成される。作成された画像データは、画像構成部18により超音波像が再構成される。再構成された超音波像は、DSC20により表示用信号に変換される。また、被検体から取得した心電波形が入力部28に入力され、入力された心電波形はグラフィック構成部30により画像化される。そして、画像化された心電波形は、DSC20から出力される超音波像に合成部22により時間的に同期して合成される。合成部22から出力される合成画像は表示部24のモニタに表示される。

10

#### 【0020】

このような超音波診断装置において、非崩壊型の造影剤、つまり崩壊型のものより気泡の持続時間を長くして超音波診断のリアルタイム性を向上させたものを用いる場合、造影剤の気泡を破壊させず、かつ気泡の共振周波数に対応した超音波を照射させる必要がある。したがって、取得した超音波像は生体組織をほとんど視認できないものになる。そこで、本実施形態では、非崩壊型の造影剤を用いたときでも、造影剤由来の超音波像を取得しつつ生体組織を視認できる超音波像も取得するようにしている。

#### 【0021】

ここで、超音波診断装置1の造影撮像モードにおける動作について図2を参照して説明する。なお、造影撮像モードに切り替えられて（T1）から非崩壊型造影剤が投与されるまで（T2）の動作と、非崩壊型造影剤が投与されてから（T2）通常モードに切り替えられるまで（T4）の動作を分けて説明する。

20

#### 【0022】

まず、切り替えスイッチ26をON状態にすることにより、通常撮像モードから造影撮像モードに切り替えられる（T1）。造影撮像モードになったとき、制御部32から送受信部16に制御指令が出力される。その制御指令に基づきメモリ34から造影撮像用パラメータが読み出され、読み出された造影撮像用パラメータがスイッチ38を介して送信部12に供給される。供給された造影撮像用のパラメータに基づき探触子10の振動子から、例えば2MHzの周波数を有する超音波が被検体に射出される。そして、被検体から発生する反射エコー信号が探触子10の振動子により受波される。受波された反射エコー信号は、受信部14からスイッチ40を介してバンドパスフィルタ42に入力され、入力された反射エコー信号が画像構成部18などに出力される。このような超音波走査により、造影撮像による超音波像（A）が1フレーム取得される。

30

#### 【0023】

造影撮像による超音波像（A）が1フレーム取得された後、制御部32から送受信部16に制御指令が出力される。その制御指令に基づきメモリ36から組織撮像用パラメータが読み出され、読み出された組織撮像用のパラメータがスイッチ38を介して送信部12に供給される。これにより、例えば3.5MHzの周波数を有する超音波が被検体に射出されて組織由来の超音波像（B）、つまり生体組織を描出した位置決め用画像が取得される。これにより、組織由来の超音波像（B）が1フレーム取得される。そして、図3（1）に示すように、取得された造影撮像による超音波像（A）と、組織由来の超音波像（B）が同一画面上の異なる表示領域に同一時に表示される。なお、非崩壊型の造影剤が被検体に投与されてから（T2）、造影剤が診断部位まで拡散するまで（T3）の間では造影剤の効果が発揮されないため、図3（1）の左側に表示される造影撮像による超音波像（A）は、造影剤由来の超音波像が表示されず、かつS/Nが劣化して生体組織をほとんど視認できないものになっている。

40

#### 【0024】

次に、非崩壊型造影剤が投与されてから（T2）通常モードに切り替えられるまで（T4）の動作について説明する。非崩壊型の造影剤が被検体の例えば静脈内などに投与され（T2）る。投与された非崩壊型の造影剤が、診断部位（例えば腫瘍血管など）に拡散す

50

る ( T 3 ) 。拡散した造影剤の気泡は、造影撮像用パラメータに基づき探触子 1 0 から射出された造影撮像用の超音波 ( 例えば、周波数 2 M H z のもの ) により共振し、その共振信号が探触子 1 0 を介して受信部 1 4 により受信される。受信された共振信号は、バンドパスフィルタ 4 2 により設定周波数成分が抽出される。これにより、鮮明な造影剤由来の超音波像 ( A ´ ) が再構成される。

#### 【 0 0 2 5 】

造影剤由来の超音波像 ( A ´ ) を 1 フレーム取得した後、組織撮像用パラメータに基づき探触子 1 0 から組織撮像用の超音波 ( 例えば、周波数 3 . 5 M H z のもの ) が射出される。そして、被検体から発生した反射エコー信号は、探触子 1 0 を介して受信部 1 4 により受信される。受信された反射エコー信号は、バンドパスフィルタ 4 4 により設定周波数成分が抽出される。これにより、鮮明な組織由来の超音波像 ( B ) が再構成される。

10

#### 【 0 0 2 6 】

このように造影撮像用パラメータに基づく撮像と、組織撮像用パラメータに基づく撮像とを 1 フレームごとに交互に切り替えて行うことにより、造影剤由来の超音波像 ( A ´ ) と生体組織由来の超音波像 ( B ) が時分割に取得される。そして、取得された造影剤由来の超音波像 ( A ´ ) と生体組織由来の超音波像 ( B ) が、図 3 ( 2 ) に示すように、異なる表示領域に同一時に表示されるようになっている。これにより、検者は視線をそれほど動かさずに 2 つの画面を対比することができる。また、超音波像 A ´ , B が取得されるごとに表示画面も更新されるようになっているため、体動を伴う診断部位を撮像するときでも、その体動に追従した超音波像 A ´ , B を表示することができる。なお、表示領域として、図 3 ( 2 ) では左右に分けられた領域が設定されているが、上下に分けるなど適宜変更すればよい。また、切り替えスイッチ 2 6 が O F F 状態にされたとき、造影撮像モードから通常撮像モードに戻るようになっている。

20

#### 【 0 0 2 7 】

本実施形態では、造影撮像用の超音波信号と組織撮像用の超音波信号とを 1 フレーム取得するごとに切り替えることにより、造影剤由来の超音波像と生体組織由来の超音波像を時分割に取得して表示することができる。これにより、非崩壊型の造影剤を用いたときでも、組織由来の超音波像を位置決め画像として参照するようにすれば、造影剤由来の超音波上で診断部位の位置決めや治療部位の同定が容易になり、超音波診断装置の使い勝手を向上させることができる。

30

#### 【 0 0 2 8 】

また、本実施形態は、非崩壊型の造影剤による造影効果を利用していることから、例えば腫瘍血管などの観察をリアルタイムで行えるので、エタノールを用いた腫瘍の治療法 P E I T ( Percutaneous Ethanol Injection Therapy ) 等に有効である。また、本実施形態のような超音波診断は、侵襲性がないため P E I T などによる治療の効果を判定するのにも有用である。

#### 【 0 0 2 9 】

以上、本実施形態に基づいて本発明の超音波診断装置を説明したが、これに限られるものではない。例えば、超音波の周波数に限らず、超音波の波数、送波電圧などを変更するようにしてもよい。要するに、組織撮像用および造影撮像用の音圧を両者とも非崩壊型の造影剤の気泡を全崩壊させない程度のものであるようにし、かつ組織撮像用の超音波信号のパラメータ ( 例えば、周波数、波数、送波電圧、受信フィルタなど ) を造影撮像用のパラメータとは異ならせるようにすればよい。

40

#### 【 0 0 3 0 】

また、組織由来の超音波像 ( B ) としてカラー弾性率画像を取得するようにし、取得したカラー弾性率画像を造影剤由来の超音波像 ( A ) に重ねて表示することもできる。これにより、造影剤由来の超音波像 ( A ) と組織由来の超音波像 ( B ) の対比が一層容易に行えることから、例えば微細な腫瘍血管の治療部位を的確に同定することができる。なお、カラー弾性率画像は、診断部位の弾性率の違いを測定し、その弾性率の違いに基づいてカラー画像化を図ったものである。また、組織由来の超音波像 ( B ) として M モードなどの

50

超音波像を取得するようにしてもよい。

【0031】

さらに、本実施形態では、造影剤由来の超音波像(A)と組織由来の超音波像(B)を1フレームごとに交互に取得する例を説明したが、造影剤由来の超音波像(A)を1フレーム取得した後、組織由来の超音波像(B)を2又は3フレーム取得するようにするなど、取得割合を適宜変更すればよい。また、造影剤由来の超音波像(A)と組織由来の超音波像(B)を所定時間間隔(例えば、1秒間隔、2秒間隔)ごとに取得するようにしてもよい。また、造影剤由来の超音波像(A)と組織由来の超音波像(B)を1画面上に同時に表示させずに、1画面上で時分割に切り替えて表示させるようにしてもよい。

【図面の簡単な説明】

10

【0032】

【図1】本発明の一実施形態の超音波診断装置のブロック図である。

【図2】本発明の一実施形態における超音波診断装置の動作を説明するためのタイムチャートである。

【図3】本発明の一実施形態における造影剤由来の超音波像と組織由来の超音波像とを同一画面上に表示した表示例である。

【符号の説明】

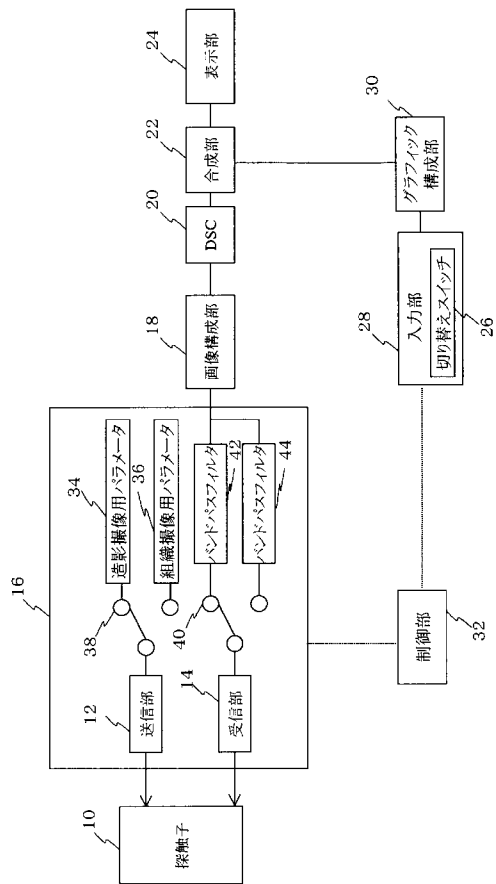
【0033】

- 1 超音波診断装置
- 10 探触子
- 12 送信部
- 14 受信部
- 18 画像構成部
- 20 DSC
- 22 合成部
- 24 表示部
- 34 造影撮像用パラメータ格納メモリ
- 36 組織撮像用パラメータ格納メモリ
- 38、40 スイッチ
- 42、44 バンドパスフィルタ

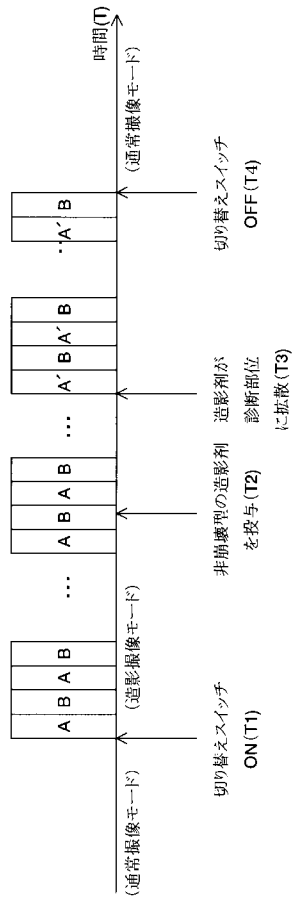
20

30

【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】

