

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3844667号
(P3844667)

(45) 発行日 平成18年11月15日(2006.11.15)

(24) 登録日 平成18年8月25日(2006.8.25)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 11 (全 21 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2001-221051 (P2001-221051)</p> <p>(22) 出願日 平成13年7月23日(2001.7.23)</p> <p>(65) 公開番号 特開2003-52698 (P2003-52698A)</p> <p>(43) 公開日 平成15年2月25日(2003.2.25)</p> <p>審査請求日 平成16年12月2日(2004.12.2)</p>	<p>(73) 特許権者 300019238 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000</p> <p>(74) 代理人 100095511 弁理士 有近 紳志郎</p> <p>(72) 発明者 鈴木 陽一 東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社 社内</p>
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波探触子と、その超音波探触子を用いて被検体内を走査する超音波走査手段と、走査により得られデータ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、超音波画像を表示する超音波画像表示手段とを備えた超音波診断装置であって、

前記超音波走査手段は、造影剤が消失する程度の強い超音波を用いてBモード画像を撮影する強超音波Bモード画像撮影過程と、造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いて流れ画像を撮影する弱超音波流れ画像撮影過程と、造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いてモニタ画像を撮影することを多数回繰り返す弱超音波モニタ画像撮影過程とからなる撮影サイクルを反復することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

請求項1に記載の超音波診断装置において、前記超音波走査手段は、強超音波Bモード画像撮影過程、弱超音波流れ画像撮影過程、弱超音波モニタ画像撮影過程の順に実行するか、又は、強超音波Bモード画像撮影過程、弱超音波モニタ画像撮影過程、弱超音波流れ画像撮影過程の順に実行することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】

超音波探触子と、その超音波探触子を用いて被検体内を走査する超音波走査手段と、走査により得られデータ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、超音波画像を表示する超音波画像表示手段とを備えた超音波診断装置であって、

前記超音波走査手段は、造影剤が消失する程度の強い超音波を用いて流れ画像を撮影す

る強超音波流れ画像撮影過程と、造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いてBモード画像を撮影する弱超音波Bモード画像撮影過程と、造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いてモニタ画像を撮影することを多数回繰り返す弱超音波モニタ画像撮影過程とからなる撮影サイクルを反復することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】

請求項3に記載の超音波診断装置において、前記超音波走査手段は、強超音波流れ画像撮影過程、弱超音波Bモード画像撮影過程、弱超音波モニタ画像撮影過程の順に実行するか、又は、強超音波流れ画像撮影過程、弱超音波モニタ画像撮影過程、弱超音波Bモード画像撮影過程の順に実行することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項5】

請求項1または請求項2に記載の超音波走査手段と、請求項3または請求項4に記載の超音波走査手段とを具備すると共に、いずれの超音波走査手段を動作させるかを操作者が指定するための指定手段を具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項6】

超音波探触子と、その超音波探触子を用いて被検体内を走査する超音波走査手段と、走査により得られデータ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、超音波画像を表示する超音波画像表示手段とを備えた超音波診断装置であって、

前記超音波走査手段は、走査領域を2以上の部分領域に分割し、一つの部分領域について造影剤が消失する程度の強い超音波を用いてBモード画像を撮影する強超音波Bモード画像部分撮影過程および造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いて流れ画像を撮影する弱超音波流れ画像部分撮影過程を各部分領域について順に行う順次部分撮影過程と、造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いて全走査領域についてモニタ画像を撮影することを多数回繰り返す弱超音波モニタ画像撮影過程とからなる撮影サイクルを反復することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項7】

請求項6に記載の超音波診断装置において、前記超音波走査手段は、一つの部分領域について、強超音波Bモード画像撮影過程、弱超音波流れ画像撮影過程の順に実行するか、又は、弱超音波流れ画像撮影過程、強超音波Bモード画像撮影過程の順に実行することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項8】

超音波探触子と、その超音波探触子を用いて被検体内を走査する超音波走査手段と、走査により得られデータ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、超音波画像を表示する超音波画像表示手段とを備えた超音波診断装置であって、

前記超音波走査手段は、走査領域を2以上の部分領域に分割し、一つの部分領域について造影剤が消失する程度の強い超音波を用いて流れ画像を撮影する強超音波流れ画像部分撮影過程および造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いてBモード画像を撮影する弱超音波Bモード画像部分撮影過程を各部分領域について順に行う順次部分撮影過程と、造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いて全走査領域についてモニタ画像を撮影することを多数回繰り返す弱超音波モニタ画像撮影過程とからなる撮影サイクルを反復することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項9】

請求項8に記載の超音波診断装置において、前記超音波走査手段は、一つの部分領域について、強超音波流れ画像撮影過程、弱超音波Bモード画像撮影過程の順に実行するか、又は、弱超音波Bモード画像撮影過程、強超音波流れ画像撮影過程の順に実行することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項10】

請求項6または請求項7に記載の超音波走査手段と、請求項8または請求項9に記載の超音波走査手段とを具備すると共に、いずれの超音波走査手段を動作させるかを操作者が指定するための指定手段を具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項11】

10

20

30

40

50

請求項6から請求項10のいずれかに記載の超音波診断装置において、前記超音波走査手段は、造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いて撮影する時は、造影剤が消失する程度の強い超音波を用いて撮影する時よりも、高い周波数を用いることを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波走査方法および超音波診断装置に関し、さらに詳しくは、Bモード画像の撮影でもCFM画像の撮影でも強い超音波を用いることの無駄をなくし、従来よりも好適にBCFM系間欠スキャンを行えるようにした超音波走査方法および超音波診断装置に関する。

10

【0002】

【従来技術】

- 第1従来例 -

図19、図20は、従来超音波診断装置において行われているBCFM系間欠スキャンの第1従来例の説明図である。

図19は、超音波走査方法の説明図である。

造影剤（気泡）が消失しない程度の弱い超音波を用いてモニタ画像M1～M10を撮影する弱超音波モニタ画像撮影過程と、造影剤が消失する程度の強い超音波を用いてBモード画像B1を撮影する強超音波Bモード画像撮影過程と、造影剤が消失する程度の強い超音波を用いてCFM（Color Flow Mapping）画像F1を撮影する強超音波CFM画像撮影過程とからなる撮影サイクルを反復している。

20

【0003】

図20は、撮影部位に存在する造影剤量の変化を示すグラフである。

なお、説明の都合上、本明細書では、強い超音波を用いて撮影した直後は造影剤の75%が消失するものと仮定している。また、弱い超音波を用いて撮影している間は時間に比例して造影剤が増加（流入）するものと仮定している。

このグラフjBから判るように、弱超音波モニタ画像撮影過程の間に造影剤が増加し、強超音波Bモード画像撮影過程および強超音波CFM画像撮影過程で造影剤が消失し、また弱超音波モニタ画像撮影過程の間に造影剤が増加する、といった変化を繰り返している。

30

【0004】

モニタ画像M1～M10は、最新の画像が例えば画面の左半分に表示される。

モニタ画像M1～M10は、フレームレートが高いため、リアルタイム性が高い。ただし、画質は、弱い超音波を用いて撮影するため、良くない。

【0005】

Bモード画像B1は、最新の画像が例えば画面の右半分に表示される。

Bモード画像B1の画質は、造影剤が十分に浸潤した状態で撮影され、また、強い超音波を用いて撮影されるため、良い。ただし、フレームレートが低いため、リアルタイム性は低い。

【0006】

40

CFM画像F1は、最新の画像がBモード画像B1と重ねて表示される。

CFM画像F1の画質は、造影剤がかなり消失した状態で撮影されるため、あまり良くないが、強い超音波を用いて撮影されることにより、モニタ画像より少しは良い。フレームレートが低いため、リアルタイム性は低い。

【0007】

- 第2従来例 -

図21、図22は、従来超音波診断装置において行われているBCFM系間欠スキャンの第2従来例の説明図である。

図21は、超音波走査方法の説明図である。

造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いてモニタ画像M1～M10を撮影する弱超音

50

波モニタ画像撮影過程と、造影剤が消失する程度の強い超音波を用いてCFM画像F1を撮影する強超音波CFM画像撮影過程と、造影剤が消失する程度の強い超音波を用いてBモード画像B1を撮影する強超音波Bモード画像撮影過程とからなる撮影サイクルを反復している。

【0008】

図22は、撮影部位に存在する造影剤量の変化を示すグラフである。

このグラフjFから判るように、弱超音波モニタ画像撮影過程の間に造影剤が増加し、強超音波CFM画像撮影過程および強超音波Bモード画像撮影過程で造影剤が消失し、また弱超音波モニタ画像撮影過程の間に造影剤が増加する、といった変化を繰り返している。

【0009】

モニタ画像M1～M10は、最新の画像が例えば画面の左半分に表示される。

モニタ画像M1～M10は、フレームレートが高いため、リアルタイム性が高い。ただし、画質は、弱い超音波を用いて撮影するため、良くない。

【0010】

CFM画像F1は、最新の画像が例えば画面の右半分に表示される。

CFM画像F1の画質は、造影剤が十分に浸潤した状態で撮影され、また、強い超音波を用いて撮影されるため、良い。ただし、フレームレートが低いため、リアルタイム性は低い。

【0011】

Bモード画像B1は、最新の画像がCFM画像F1と重ねて表示される。

Bモード画像B1の画質は、造影剤がかなり消失した状態で撮影されるため、あまり良くないが、強い超音波を用いて撮影されることにより、モニタ画像より少しは良い。フレームレートが低いため、リアルタイム性は低い。

【0012】

- 第3従来例 -

図23～図25は、従来の超音波診断装置において行われているBCFM系間欠スキンの第3従来例の説明図である。

図23に示すように、走査領域Sを例えば4つの部分領域a～dに分割する。

そして、図24に示すように、造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いて全走査領域Sについてモニタ画像M1～M8を撮影する弱超音波モニタ画像撮影過程と、各部分領域a, b, c, dについて造影剤が消失する程度の強い超音波を用いてBモード画像B1を撮影する強超音波Bモード画像部分撮影過程および造影剤が消失する程度の強い超音波を用いてCFM画像F1を撮影する強超音波CFM画像部分撮影過程を順に行う順次部分撮影過程とからなる撮影サイクルを反復している。

【0013】

図25は、撮影部位に存在する造影剤量の変化を示すグラフである。

部分領域aでは、グラフjpBaから判るように、弱超音波モニタ画像撮影過程の間に造影剤が増加し、強超音波Bモード画像部分撮影過程および強超音波CFM画像部分撮影過程で造影剤が消失し、また弱超音波モニタ画像撮影過程の間に造影剤が増加する、といった変化を繰り返している。

部分領域bのグラフjpBb、部分領域cのグラフjpBc、部分領域dのグラフjpBdも、部分領域aのグラフjpBaと同様である。

【0014】

モニタ画像M1～M8は、最新の画像が例えば画面の左半分に表示される。

モニタ画像M1～M8は、フレームレートが高いため、リアルタイム性が高い。ただし、画質は、弱い超音波を用いて撮影するため、良くない。

【0015】

Bモード画像B1は、最新の画像が例えば画面の右半分に表示される。

Bモード画像B1の画質は、造影剤が十分に浸潤した状態で撮影され、また、強い超音波を用いて撮影されるため、良い。ただし、フレームレートが低いため、リアルタイム性は

10

20

30

40

50

低い。

【 0 0 1 6 】

C F M画像 F 1 は、最新の画像が B モード画像 B 1 と重ねて表示される。

C F M画像 F 1 の画質は、造影剤がかなり消失した状態で撮影されるため、あまり良くないが、強い超音波を用いて撮影されることにより、モニタ画像より少しは良い。フレームレートが低いため、リアルタイム性は低い。

【 0 0 1 7 】

- 第 4 従来例 -

図 2 6 ~ 図 2 7 は、従来の超音波診断装置において行われている B C F M系間欠スキヤンの第 4 従来例の説明図である。

図 2 6 に示すように、造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いて全走査領域 S についてモニタ画像 M 1 ~ M 8 を撮影する弱超音波モニタ画像撮影過程と、各部分領域 a , b , c , d について造影剤が消失する程度の強い超音波を用いて C F M画像 F 1 を撮影する強超音波 C F M画像部分撮影過程および造影剤が消失する程度の強い超音波を用いて B モード画像 B 1 を撮影する強超音波 B モード画像部分撮影過程を順に行う順次部分撮影過程とからなる撮影サイクルを反復している。

【 0 0 1 8 】

図 2 7 は、撮影部位に存在する造影剤量の変化を示すグラフである。

部分領域 a では、グラフ j p F a から判るように、弱超音波モニタ画像撮影過程の間に造影剤が増加し、強超音波 C F M画像部分撮影過程および強超音波 B モード画像部分撮影過程で造影剤が消失し、また弱超音波モニタ画像撮影過程の間に造影剤が増加する、といった変化を繰り返している。

部分領域 b のグラフ j p F b、部分領域 c のグラフ j p F c、部分領域 d のグラフ j p F d も、部分領域 a のグラフ j p F a と同様である。

【 0 0 1 9 】

モニタ画像 M 1 ~ M 8 は、最新の画像が例えば画面の左半分に表示される。

モニタ画像 M 1 ~ M 8 は、フレームレートが高いため、リアルタイム性が高い。ただし、画質は、弱い超音波を用いて撮影するため、良くない。

【 0 0 2 0 】

C F M画像 F 1 は、最新の画像が例えば画面の右半分に表示される。

C F M画像 F 1 の画質は、造影剤が十分に浸潤した状態で撮影され、また、強い超音波を用いて撮影されるため、良い。ただし、フレームレートが低いため、リアルタイム性は低い。

【 0 0 2 1 】

B モード画像 B 1 は、最新の画像が C F M画像 F 1 と重ねて表示される。

B モード画像 B 1 の画質は、造影剤がかなり消失した状態で撮影されるため、あまり良くないが、強い超音波を用いて撮影されることにより、モニタ画像より少しは良い。フレームレートが低いため、リアルタイム性は低い。

【 0 0 2 2 】

【 発明が解決しようとする課題 】

上記従来の超音波診断装置による B C F M系間欠スキヤンでは、B モード画像の撮影でも、C F M画像の撮影でも、強い超音波を用いていた。

しかし、第 1 従来例における弱超音波モニタ画像撮影過程の直後の強超音波 B モード画像撮影過程で得られた B モード画像の画質は良いが、それに続く強超音波 C F M画像撮影過程で得られた C F M画像の画質はあまり良くない。つまり、この強超音波 C F M画像撮影過程で強い超音波を用いるメリットがほとんど無い問題点がある。

同様に、第 2 従来例でも、強超音波 B モード画像撮影過程で強い超音波を用いるメリットがほとんど無い問題点がある。

同様に、第 3 従来例でも、強超音波 C F M画像部分撮影過程で強い超音波を用いるメリットがほとんど無い問題点がある。

10

20

30

40

50

同様に、第4従来例でも、強超音波Bモード画像部分撮影過程で強い超音波を用いるメリットがほとんど無い問題点がある。

そこで、本発明の目的は、Bモード画像の撮影でもCFM画像の撮影でも強い超音波を用いることの無駄をなくし、従来よりも好適にBCFM系間欠スキャンを行えるようにした超音波走査方法および超音波診断装置を提供することにある。

【0023】

【課題を解決するための手段】

第1の観点では、本発明は、造影剤が消失する程度の強い超音波を用いてBモード画像を撮影する強超音波Bモード画像撮影過程と、造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いて流れ画像を撮影する弱超音波流れ画像撮影過程と、造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いてモニタ画像を撮影することを多数回繰り返す弱超音波モニタ画像撮影過程とからなる撮影サイクルを反復することを特徴とする超音波走査方法を提供する。

10

上記第1の観点による超音波走査方法では、Bモード画像のみ強い超音波を用いて撮影し、流れ画像(CFM画像を含む)は弱い超音波を用いて撮影する。このため、弱超音波流れ画像撮影過程でも、造影剤が消失せず、流入により造影剤量が増加する。よって、前記第1従来例と同じフレームレートとすれば、浸潤した造影剤量が前記第1従来例より増加するため、Bモード画像の画質が向上する。また、前記第1従来例より高いフレームレートとしても、浸潤した造影剤量を前記第1従来例と同程度にできるため、前記第1従来例と同程度のBモード画像の画質が得られる。つまり、Bモード画像の画質を落とさずに、フレームレートを高められる。一方、流れ画像は、弱い超音波を用いて撮影するため画質は良くないが、前記第1従来例より少し落ちる程度に過ぎない。従って、全体として、前記第1従来例よりも好適にBCFM系間欠スキャンを行うことが出来る。

20

【0024】

第2の観点では、本発明は、上記構成の超音波走査方法において、強超音波Bモード画像撮影過程、弱超音波流れ画像撮影過程、弱超音波モニタ画像撮影過程の順に実行するか、又は、強超音波Bモード画像撮影過程、弱超音波モニタ画像撮影過程、弱超音波流れ画像撮影過程の順に実行することを特徴とする超音波走査方法を提供する。

上記第2の観点による超音波走査方法では、強超音波Bモード画像撮影過程と弱超音波流れ画像撮影過程と弱超音波モニタ画像撮影過程の実行順を任意にできる。これは、流れ画像の撮影に弱い超音波を用いるため、モニタ画像の撮影と順序を入れ替えても支障を生じないからである。

30

【0025】

第3の観点では、本発明は、造影剤が消失する程度の強い超音波を用いて流れ画像を撮影する強超音波流れ画像撮影過程と、造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いてBモード画像を撮影する弱超音波Bモード画像撮影過程と、造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いてモニタ画像を撮影することを多数回繰り返す弱超音波モニタ画像撮影過程とからなる撮影サイクルを反復することを特徴とする超音波走査方法を提供する。

上記第3の観点による超音波走査方法では、流れ画像のみ強い超音波を用いて撮影し、Bモード画像は弱い超音波を用いて撮影する。このため、弱超音波Bモード画像撮影過程でも、造影剤が消失せず、流入により造影剤量が増加する。よって、前記第2従来例と同じフレームレートとすれば、浸潤した造影剤量が前記第2従来例より増加するため、流れ画像の画質が向上する。また、前記第2従来例より高いフレームレートとしても、浸潤した造影剤量を前記第2従来例と同程度にできるため、前記第2従来例と同程度の流れ画像の画質が得られる。つまり、流れ画像の画質を落とさずに、フレームレートを高められる。一方、Bモード画像は、弱い超音波を用いて撮影するため画質は良くないが、前記第2従来例より少し落ちる程度に過ぎない。従って、全体として、前記第2従来例よりも好適にBCFM系間欠スキャンを行うことが出来る。

40

【0026】

第4の観点では、本発明は、上記構成の超音波走査方法において、強超音波流れ画像撮影過程、弱超音波Bモード画像撮影過程、弱超音波モニタ画像撮影過程の順に実行するか、

50

又は、強超音波流れ画像撮影過程、弱超音波モニタ画像撮影過程、弱超音波Bモード画像撮影過程の順に実行することを特徴とする超音波走査方法を提供する。

上記第4の観点による超音波走査方法では、強超音波流れ画像撮影過程と弱超音波Bモード画像撮影過程と弱超音波モニタ画像撮影過程の実行順を任意にできる。これは、Bモード画像の撮影に弱い超音波を用いるため、モニタ画像の撮影と順序を入れ替えても支障を生じないからである。

【0027】

第5の観点では、本発明は、操作者の指定に応じて、上記第1または第2の観点の超音波走査方法と、第3または第4の観点の超音波走査方法とを切り換えることを特徴とする超音波走査方法を提供する。

10

上記第5の観点による超音波走査方法では、上記第1または第2の観点の超音波走査方法を指定すれば画質の良いBモード画像が得られ、上記第3または第4の観点の超音波走査方法を指定すれば画質の良い流れ画像が得られる。

【0028】

第6の観点では、本発明は、走査領域を2以上の部分領域に分割し、一つの部分領域について造影剤が消失する程度の強い超音波を用いてBモード画像を撮影する強超音波Bモード画像部分撮影過程および造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いて流れ画像を撮影する弱超音波流れ画像部分撮影過程を各部分領域について順に行う順次部分撮影過程と、造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いて全走査領域についてモニタ画像を撮影することを多数回繰り返す弱超音波モニタ画像撮影過程とからなる撮影サイクルを反復することを特徴とする超音波走査方法を提供する。

20

上記第6の観点による超音波走査方法では、一つの部分領域でBモード画像の撮影と流れ画像の撮影とを行うことを各部分領域について順に繰り返すが、それ以外は上記第1の観点による超音波走査方法と基本的に同じである。

すなわち、Bモード画像のみ強い超音波を用いて撮影し、流れ画像は弱い超音波を用いて撮影する。このため、弱超音波流れ画像部分撮影過程でも、造影剤が消失せず、流入により造影剤量が増加する。よって、前記第3従来例と同じフレームレートとすれば、浸潤した造影剤量が前記第3従来例より増加するため、Bモード画像の画質が向上する。また、前記第3従来例より高いフレームレートとしても、浸潤した造影剤量を前記第3従来例と同程度にできるため、前記第3従来例と同程度のBモード画像の画質が得られる。つまり、Bモード画像の画質を落とさないで、フレームレートを高められる。一方、流れ画像は、弱い超音波を用いて撮影するため画質は良くないが、前記第3従来例より少し落ちる程度に過ぎない。従って、全体として、前記第3従来例よりも好適にBCFM系間欠スキャンを行うことが出来る。

30

【0029】

第7の観点では、本発明は、上記構成の超音波走査方法において、一つの部分領域について、強超音波Bモード画像部分撮影過程、弱超音波流れ画像部分撮影過程の順に実行するか、又は、弱超音波流れ画像部分撮影過程、強超音波Bモード画像部分撮影過程の順に実行することを特徴とする超音波走査方法を提供する。

上記第7の観点による超音波走査方法では、強超音波Bモード画像部分撮影過程と弱超音波流れ画像部分撮影過程の実行順を任意にできる。これは、流れ画像の撮影に弱い超音波を用いるため、どこで実行してもBモード画像の撮影に支障を生じないからである。

40

【0030】

第8の観点では、本発明は、走査領域を2以上の部分領域に分割し、一つの部分領域について造影剤が消失する程度の強い超音波を用いて流れ画像を撮影する強超音波流れ画像部分撮影過程および造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いてBモード画像を撮影する弱超音波Bモード画像部分撮影過程を各部分領域について順に行う順次部分撮影過程と、造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いて全走査領域についてモニタ画像を撮影することを多数回繰り返す弱超音波モニタ画像撮影過程とからなる撮影サイクルを反復することを特徴とする超音波走査方法を提供する。

50

上記第 8 の観点による超音波走査方法では、一つの部分領域で流れ画像の撮影と B モード画像の撮影とを行うことを各部分領域について順に繰り返すが、それ以外は上記第 3 の観点による超音波走査方法と基本的に同じである。

すなわち、流れ画像のみ強い超音波を用いて撮影し、B モード画像は弱い超音波を用いて撮影する。このため、弱超音波 B モード画像部分撮影過程でも、造影剤が消失せず、流入により造影剤量が増加する。よって、前記第 4 従来例と同じフレームレートとすれば、浸潤した造影剤量が前記第 4 従来例より増加するため、流れ画像の画質が向上する。また、前記第 4 従来例より高いフレームレートとしても、浸潤した造影剤量を前記第 4 従来例と同程度にできるため、前記第 4 従来例と同程度の流れ画像の画質が得られる。つまり、流れ画像の画質を落とさずに、フレームレートを高められる。一方、B モード画像は、弱い超音波を用いて撮影するため画質は良くないが、前記第 4 従来例より少し落ちる程度に過ぎない。従って、全体として、前記第 4 従来例よりも好適に B C F M 系間欠スキャンを行うことが出来る。

10

【 0 0 3 1 】

第 9 の観点では、本発明は、上記構成の超音波走査方法において、一つの部分領域について、強超音波流れ画像部分撮影過程、弱超音波 B モード画像部分撮影過程の順に実行するか、又は、弱超音波 B モード画像部分撮影過程、強超音波流れ画像部分撮影過程の順に実行することを特徴とする超音波走査方法を提供する。

上記第 9 の観点による超音波走査方法では、強超音波流れ画像部分撮影過程と弱超音波 B モード画像部分撮影過程の実行順を任意にできる。これは、B モード画像の撮影に弱い超音波を用いるため、どこで実行しても流れ画像の撮影に支障を生じないからである。

20

【 0 0 3 2 】

第 10 の観点では、本発明は、操作者の指定に応じて、上記第 6 または第 7 の観点の超音波走査方法と、第 8 または第 9 の観点の超音波走査方法とを切り換えることを特徴とする超音波走査方法を提供する。

上記第 10 の観点による超音波走査方法では、上記第 6 または第 7 の観点の超音波走査方法を指定すれば画質の良い B モード画像が得られ、上記第 8 または第 9 の観点の超音波走査方法を指定すれば画質の良い流れ画像が得られる。

【 0 0 3 3 】

第 11 の観点では、本発明は、上記構成の超音波走査方法において、造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いて撮影する時は、造影剤が消失する程度の強い超音波を用いて撮影する時よりも、高い周波数を用いることを特徴とする超音波走査方法を提供する。

30

上記第 11 の観点による超音波走査方法では、弱い超音波を用いて撮影する時は、超音波の周波数を高くするため、造影剤の破壊をより抑えることが出来る。

【 0 0 3 4 】

第 12 の観点では、本発明は、超音波探触子と、その超音波探触子を用いて被検体内を走査する超音波走査手段と、走査により得られデータ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、超音波画像を表示する超音波画像表示手段とを備えた超音波診断装置であって、前記超音波走査手段は、造影剤が消失する程度の強い超音波を用いて B モード画像を撮影する強超音波 B モード画像撮影過程と、造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いて流れ画像を撮影する弱超音波流れ画像撮影過程と、造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いてモニタ画像を撮影することを多数回繰り返す弱超音波モニタ画像撮影過程とからなる撮影サイクルを反復することを特徴とする超音波診断装置を提供する。

40

上記第 12 の観点による超音波診断装置では、前記第 1 の観点による超音波走査方法を好適に実施できる。

【 0 0 3 5 】

第 13 の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記超音波走査手段は、強超音波 B モード画像撮影過程、弱超音波流れ画像撮影過程、弱超音波モニタ画像撮影過程の順に実行するか、又は、強超音波 B モード画像撮影過程、弱超音波モニタ画像撮影過程、弱超音波流れ画像撮影過程の順に実行することを特徴とする超音波診断装置を提

50

供する。

上記第13の観点による超音波診断装置では、前記第2の観点による超音波走査方法を好適に実施できる。

【0036】

第14の観点では、本発明は、超音波探触子と、その超音波探触子を用いて被検体内を走査する超音波走査手段と、走査により得られデータ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、超音波画像を表示する超音波画像表示手段とを備えた超音波診断装置であって、前記超音波走査手段は、造影剤が消失する程度の強い超音波を用いて流れ画像を撮影する強超音波流れ画像撮影過程と、造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いてBモード画像を撮影する弱超音波Bモード画像撮影過程と、造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いてモニタ画像を撮影することを多数回繰り返す弱超音波モニタ画像撮影過程とからなる撮影サイクルを反復することを特徴とする超音波診断装置を提供する。

10

上記第14の観点による超音波診断装置では、前記第3の観点による超音波走査方法を好適に実施できる。

【0037】

第15の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記超音波走査手段は、強超音波流れ画像撮影過程、弱超音波Bモード画像撮影過程、弱超音波モニタ画像撮影過程の順に実行するか、又は、強超音波流れ画像撮影過程、弱超音波モニタ画像撮影過程、弱超音波Bモード画像撮影過程の順に実行することを特徴とする超音波診断装置を提供する。

20

上記第15の観点による超音波診断装置では、前記第4の観点による超音波走査方法を好適に実施できる。

【0038】

第16の観点では、本発明は、上記第12または第13の観点の超音波走査手段と、第14または第15の観点の超音波走査手段とを具備すると共に、いずれの超音波走査手段を動作させるかを操作者が指定するための指定手段を具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第16の観点による超音波診断装置では、前記第5の観点による超音波走査方法を好適に実施できる。

【0039】

第17の観点では、本発明は、超音波探触子と、その超音波探触子を用いて被検体内を走査する超音波走査手段と、走査により得られデータ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、超音波画像を表示する超音波画像表示手段とを備えた超音波診断装置であって、前記超音波走査手段は、走査領域を2以上の部分領域に分割し、一つの部分領域について造影剤が消失する程度の強い超音波を用いてBモード画像を撮影する強超音波Bモード画像部分撮影過程および造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いて流れ画像を撮影する弱超音波流れ画像部分撮影過程を各部分領域について順に行う順次部分撮影過程と、造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いて全走査領域についてモニタ画像を撮影することを多数回繰り返す弱超音波モニタ画像撮影過程とからなる撮影サイクルを反復することを特徴とする超音波診断装置を提供する。

30

40

上記第17の観点による超音波診断装置では、前記第6の観点による超音波走査方法を好適に実施できる。

【0040】

第18の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記超音波走査手段は、一つの部分領域について、強超音波Bモード画像撮影過程、弱超音波流れ画像撮影過程の順に実行するか、又は、弱超音波流れ画像撮影過程、強超音波Bモード画像撮影過程の順に実行することを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第18の観点による超音波診断装置では、前記第7の観点による超音波走査方法を好適に実施できる。

【0041】

50

第19の観点では、本発明は、超音波探触子と、その超音波探触子を用いて被検体内を走査する超音波走査手段と、走査により得られデータ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、超音波画像を表示する超音波画像表示手段とを備えた超音波診断装置であって、前記超音波走査手段は、走査領域を2以上の部分領域に分割し、一つの部分領域について造影剤が消失する程度の強い超音波を用いて流れ画像を撮影する強超音波流れ画像部分撮影過程および造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いてBモード画像を撮影する弱超音波Bモード画像部分撮影過程を各部分領域について順に行う順次部分撮影過程と、造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いて全走査領域についてモニタ画像を撮影することを多数回繰り返す弱超音波モニタ画像撮影過程とからなる撮影サイクルを反復することを特徴とする超音波診断装置を提供する。

10

上記第19の観点による超音波診断装置では、前記第8の観点による超音波走査方法を好適に実施できる。

【0042】

第20の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記超音波走査手段は、一つの部分領域について、強超音波流れ画像撮影過程、弱超音波Bモード画像撮影過程の順に実行するか、又は、弱超音波Bモード画像撮影過程、強超音波流れ画像撮影過程の順に実行することを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第20の観点による超音波診断装置では、前記第9の観点による超音波走査方法を好適に実施できる。

【0043】

第21の観点では、本発明は、上記第17または第18の観点の超音波走査手段と、第19または第20の観点の超音波走査手段とを具備すると共に、いずれの超音波走査手段を動作させるかを操作者が指定するための指定手段を具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

20

上記第21の観点による超音波診断装置では、前記第10の観点による超音波走査方法を好適に実施できる。

【0044】

第22の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記超音波走査手段は、造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いて撮影する時は、造影剤が消失する程度の強い超音波を用いて撮影する時よりも、高い周波数を用いることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

30

上記第22の観点による超音波診断装置では、前記第11の観点による超音波走査方法を好適に実施できる。

【0045】

【発明の実施の形態】

以下、図に示す実施の形態により本発明をさらに詳しく説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

【0046】

図1は、本発明の一実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

この超音波診断装置100は、超音波探触子1と、造影剤が消失する程度の強い超音波または造影剤が消失しない程度の弱い超音波のいずれかを送信しそれに対応するエコーを受信し受信信号を出力する送受信部2と、前記受信信号からBモード画像情報を生成するBモード処理部3と、前記受信信号からCFM画像情報を生成するCFM処理部4と、造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いて走査して得られたBモード画像情報または造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いて走査して得られたCFM画像情報のいずれかを選択してモニタ画像を生成するモニタ画像生成部5と、造影剤が消失する程度の強い超音波を用いて走査して得られたBモード画像情報からBモード画像を生成するBモード画像生成部6と、造影剤が消失する程度の強い超音波を用いて走査して得られたCFM画像情報からCFM画像を生成するCFM画像生成部7と、モニタ画像を表示装置10の画面の左半分に表示すると共にBモード画像とCFM画像とを重ね合わせ合成した合成画像を表

40

50

示装置 10 の画面の右半分に表示する制御を行う表示制御部 9 と、画像やメッセージを表示する表示装置 10 と、全体の動作を制御するスキャン制御部 11 とを具備して構成されている。

【0047】

超音波診断装置 100 では、被検体の血流に造影剤を注入し、スキャン制御部 11 の制御により超音波探触子 1、送受信部 2、Bモード処理部 3 および CFM 処理部 4 を動作させて、図 2、図 4、図 6、図 8、図 11、図 13、図 15 または図 17 に示す超音波走査方法を実行する。図 2、図 4、図 6、図 8、図 11、図 13、図 15 および図 17 に示す超音波走査方法のいずれを実行するかは操作者が指定する。

【0048】

- 第 1 の超音波走査方法 -

図 2 に示すように、造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いてモニタ画像 M1 ~ M8 を撮影する弱超音波モニタ画像撮影過程と、造影剤が消失する程度の強い超音波を用いて Bモード画像 B1 を撮影する強超音波 Bモード画像撮影過程と、造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いて CFM 画像 F1 ~ F3 を撮影する弱超音波 CFM 画像撮影過程とからなる撮影サイクルを反復する。

CFM 画像 F1 ~ F3 は、これらを加算した最新の画像 F が Bモード画像 B1 と重ねて表示される。

【0049】

図 3 は、撮影部位に存在する造影剤量の変化を示すグラフである。

このグラフ B から判るように、弱超音波モニタ画像撮影過程の間に造影剤が増加し、強超音波 Bモード画像撮影過程で造影剤が消失する。その後、弱超音波 CFM 画像撮影過程および弱超音波モニタ画像撮影過程の間に造影剤が増加し、強超音波 Bモード画像撮影過程で造影剤が消失する、といった変化を繰り返している。

【0050】

このグラフ B と先述の第 1 従来例におけるグラフ j B とを比較すれば判るように、第 1 従来例と同じフレームレートとすれば、Bモード画像撮影時の造影剤量が第 1 従来例より増加している。このため、Bモード画像の画質を向上できる。換言すれば、第 1 従来例より高いフレームレートとしても、造影剤量を同程度にできるため、第 1 従来例と同程度の Bモード画像の画質が得られる。つまり、Bモード画像の画質を落とさないうで、フレーム

【0051】

CFM 画像 F の画質は、造影剤がかなり消失した状態で撮影されること及び弱い超音波を用いて撮影されることにより、あまり良くないが、加算されることにより、第 1 従来例と同程度になる。

なお、CFM 画像 F1 の画質は、造影剤がかなり消失した状態で撮影されること及び弱い超音波を用いて撮影されることにより、良くないが、第 1 従来例より少し落ちる程度に過ぎないので、加算した CFM 画像 F を用いないで、CFM 画像 F1 だけを用いてもよい。

【0052】

以上の第 1 の超音波走査方法によれば、全体として、第 1 従来例よりも好適に BCFM 系間欠スキャンを行うことが出来る。そして、Bモード画像での造影観察に好適であり、CFM 画像により周辺血流情報を得ることも出来る。

【0053】

- 第 2 の超音波走査方法 -

図 4 に示すように、造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いてモニタ画像 M1 ~ M8 を撮影する弱超音波モニタ画像撮影過程と、造影剤が消失する程度の強い超音波を用いて CFM 画像 F1 を撮影する強超音波 CFM 画像撮影過程と、造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いて Bモード画像 B1 ~ B3 を撮影する弱超音波 Bモード画像撮影過程とからなる撮影サイクルを反復する。

10

20

30

40

50

Bモード画像 B 1 ~ B 3 は、これらを加算した最新の画像 B が C F M 画像 F 1 と重ねて表示される。

【 0 0 5 4 】

図 5 は、撮影部位に存在する造影剤量の変化を示すグラフである。

このグラフ F から判るように、弱超音波モニタ画像撮影過程の間に造影剤が増加し、強超音波 C F M 画像撮影過程で造影剤が消失する。その後、弱超音波 B モード画像撮影過程および弱超音波モニタ画像撮影過程の間に造影剤が増加し、強超音波 C F M 画像撮影過程で造影剤が消失する、といった変化を繰り返している。

【 0 0 5 5 】

このグラフ F と先述の第 2 従来例におけるグラフ j F とを比較すれば判るように、第 2 従来例と同じフレームレートとすれば、C F M 画像撮影時の造影剤量が第 2 従来例より増加している。このため、C F M 画像の画質を向上できる。換言すれば、第 2 従来例より高いフレームレートとしても、造影剤量を同程度にできるため、第 2 従来例と同程度の C F M 画像の画質が得られる。つまり、C F M 画像の画質を落とさずに、フレームレートを高めることが出来る。

10

【 0 0 5 6 】

Bモード画像 B の画質は、造影剤がかなり消失した状態で撮影されること及び弱い超音波を用いて撮影されることにより、あまり良くないが、加算されることにより、第 2 従来例と同程度になる。

なお、Bモード画像 B 1 の画質は、造影剤がかなり消失した状態で撮影されること及び弱い超音波を用いて撮影されることにより、良くないが、第 2 従来例より少し落ちる程度に過ぎないので、加算した Bモード画像 B を用いないで、Bモード画像 B 1 だけを用いてもよい。

20

【 0 0 5 7 】

以上の第 2 の超音波走査方法によれば、全体として、第 2 従来例よりも好適に B C F M 系間欠スキャンを行うことが出来る。そして、C F M 画像での染影観察に好適であり、Bモード画像により構造情報を得ることも出来る。

【 0 0 5 8 】

- 第 3 の超音波走査方法 -

第 3 の超音波走査方法は、第 1 の超音波走査方法における強超音波 B モード画像撮影過程と弱超音波 C F M 画像撮影過程の順序を入れ替えたものである。

30

図 6 に示すように、弱超音波モニタ画像撮影過程の直後に弱超音波 C F M 画像撮影過程を実行し、続いて強超音波 B モード画像撮影過程を実行する。

【 0 0 5 9 】

図 7 のグラフ B から判るように、弱超音波モニタ画像撮影過程および弱超音波 C F M 画像撮影過程の間に造影剤が増加し、強超音波 B モード画像撮影過程で造影剤が消失し、また弱超音波モニタ画像撮影過程および弱超音波 C F M 画像撮影過程の間に造影剤が増加する、といった変化を繰り返している。

【 0 0 6 0 】

このグラフ B と先述の第 1 従来例におけるグラフ j B とを比較すれば判るように、第 1 従来例と同じフレームレートとすれば、Bモード画像撮影時の造影剤量が第 1 従来例より増加している。このため、Bモード画像の画質を向上できる。換言すれば、第 1 従来例より高いフレームレートとしても、造影剤量を同程度にできるため、第 1 従来例と同程度の Bモード画像の画質が得られる。つまり、Bモード画像の画質を落とさずに、フレームレートを高めることが出来る。

40

【 0 0 6 1 】

C F M 画像 F の画質は、弱い超音波を用いて撮影されることにより、あまり良くないが、造影剤が増加した状態で撮影されること及び複数の C F M 画像が加算されることにより、第 1 従来例と同程度になる。

なお、C F M 画像 F 1 の画質は、弱い超音波を用いて撮影されることにより、良くないが

50

、第1従来例より少し落ちる程度に過ぎないので、加算したCFM画像 F を用いないで、CFM画像 F 1 だけを用いてもよい。

【0062】

以上の第3の超音波走査方法によれば、全体として、第1従来例よりも好適にBCFM系間欠スキャンを行うことが出来る。そして、Bモード画像での造影観察に好適であり、CFM画像により周辺血流情報を得ることも出来る。

【0063】

- 第4の超音波走査方法 -

第4の超音波走査方法は、第2の超音波走査方法における強超音波CFM画像撮影過程と弱超音波Bモード画像撮影過程の順序を入れ替えたものである。

図8に示すように、弱超音波モニタ画像撮影過程の直後に弱超音波Bモード画像撮影過程を実行し、続いて強超音波CFM画像撮影過程を実行する。

【0064】

図9のグラフ F から判るように、弱超音波モニタ画像撮影過程および弱超音波Bモード画像撮影過程の間に造影剤が増加し、強超音波CFM画像撮影過程で造影剤が消失し、また弱超音波モニタ画像撮影過程および弱超音波Bモード画像撮影過程の間に造影剤が増加する、といった変化を繰り返している。

【0065】

このグラフ F と先述の第2従来例におけるグラフ j F とを比較すれば判るように、第2従来例と同じフレームレートとすれば、CFM画像撮影時の造影剤量が第2従来例より増加している。このため、CFM画像の画質を向上できる。換言すれば、第2従来例より高いフレームレートとしても、造影剤量を同程度にできるため、第2従来例と同程度のCFM画像の画質が得られる。つまり、CFM画像の画質を落とさずに、フレームレートを高めることが出来る。

【0066】

Bモード画像 B の画質は、弱い超音波を用いて撮影されることにより、あまり良くないが、造影剤が増加した状態で撮影されること及び複数のBモード画像が加算されることにより、第2従来例と同程度になる。

なお、Bモード画像 B 1 の画質は、弱い超音波を用いて撮影されることにより、良くないが、第2従来例より少し落ちる程度に過ぎないので、加算したBモード画像 B を用いないで、Bモード画像 B 1 だけを用いてもよい。

【0067】

以上の第4の超音波走査方法によれば、全体として、第2従来例よりも好適にBCFM系間欠スキャンを行うことが出来る。そして、CFM画像での造影観察に好適であり、Bモード画像により構造情報を得ることも出来る。

【0068】

- 第5の超音波走査方法 -

図10に示すように、走査領域 S を例えば4つの部分領域 a ~ d に分割する。そして、図11に示すように、造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いて全走査領域 S についてモニタ画像 M 1 ~ M 8 を撮影する弱超音波モニタ画像撮影過程と、各部分領域 a , b , c , d について造影剤が消失する程度の強い超音波を用いてBモード画像 B 1 を撮影する強超音波Bモード画像部分撮影過程および造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いてCFM画像 F 1 を撮影する弱超音波CFM画像部分撮影過程を順に行う順次部分撮影過程とからなる撮影サイクルを反復する。

【0069】

図12は、撮影部位に存在する造影剤量の変化を示すグラフである。

部分領域 a では、グラフ p B a から判るように、弱超音波モニタ画像撮影過程の間に造影剤が増加し、強超音波Bモード画像部分撮影過程で造影剤が消失する。その後、弱超音波CFM画像部分撮影過程および弱超音波モニタ画像撮影過程の間に造影剤が増加し、強超音波Bモード画像部分撮影過程で造影剤が消失する、といった変化を繰り返している。

10

20

30

40

50

部分領域 b のグラフ $p B b$ 、部分領域 c のグラフ $p B c$ 、部分領域 d のグラフ $p B d$ も、部分領域 a のグラフ $p B a$ と同様である。

【 0 0 7 0 】

このグラフ $p B a$ と先述の第 3 従来例におけるグラフ $j p B a$ とを比較すれば判るように、第 3 従来例と同じフレームレートとすれば、B モード画像撮影時の造影剤量が第 3 従来例より増加している。このため、B モード画像の画質を向上できる。換言すれば、第 3 従来例より高いフレームレートとしても、造影剤量を同程度にできるため、第 3 従来例と同程度の B モード画像の画質が得られる。つまり、B モード画像の画質を落とさないで、フレームレートを高めることが出来る。

【 0 0 7 1 】

C F M 画像 F 1 の画質は、造影剤がかなり消失した状態で撮影されること及び弱い超音波を用いて撮影されることにより、良くないが、第 3 従来例より少し落ちる程度に過ぎない。

なお、第 1 の超音波走査方法と同様に、各部分領域で複数の C F M 画像 F 1 , F 2 , ... を撮影し、それらを加算した C F M 画像 F を用いてもよい。この加算した C F M 画像 F は、第 3 従来例と同程度の画質になる。

【 0 0 7 2 】

以上の第 5 の超音波走査方法によれば、全体として、第 3 従来例よりも好適に B C F M 系間欠スキャンを行うことが出来る。そして、B モード画像での造影観察に好適であり、C F M 画像により周辺血流情報を得ることも出来る。

【 0 0 7 3 】

- 第 6 の超音波走査方法 -

図 1 3 に示すように、造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いて全走査領域 S についてモニタ画像 M 1 ~ M 8 を撮影する弱超音波モニタ画像撮影過程と、各部分領域 a , b , c , d について造影剤が消失する程度の強い超音波を用いて C F M 画像 F 1 を撮影する強超音波 C F M 画像部分撮影過程および造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いて B モード画像 B 1 を撮影する弱超音波 B モード画像部分撮影過程を順に行う順次部分撮影過程とからなる撮影サイクルを反復している。

【 0 0 7 4 】

図 1 4 は、撮影部位に存在する造影剤量の変化を示すグラフである。

部分領域 a では、グラフ $p F a$ から判るように、弱超音波モニタ画像撮影過程の間に造影剤が増加し、強超音波 C F M 画像部分撮影過程で造影剤が消失する。その後、弱超音波 B モード画像部分撮影過程および弱超音波モニタ画像撮影過程の間に造影剤が増加し、強超音波 C F M 画像部分撮影過程で造影剤が消失する、といった変化を繰り返している。

部分領域 b のグラフ $p F b$ 、部分領域 c のグラフ $p F c$ 、部分領域 d のグラフ $p F d$ も、部分領域 a のグラフ $p F a$ と同様である。

【 0 0 7 5 】

このグラフ $p F a$ と先述の第 4 従来例におけるグラフ $j p F a$ とを比較すれば判るように、第 4 従来例と同じフレームレートとすれば、C F M 画像撮影時の造影剤量が第 4 従来例より増加している。このため、C F M 画像の画質を向上できる。換言すれば、第 4 従来例より高いフレームレートとしても、造影剤量を同程度にできるため、第 4 従来例と同程度の C F M 画像の画質が得られる。つまり、C F M 画像の画質を落とさないで、フレームレートを高めることが出来る。

【 0 0 7 6 】

B モード画像 B 1 の画質は、造影剤がかなり消失した状態で撮影されること及び弱い超音波を用いて撮影されることにより、良くないが、第 4 従来例より少し落ちる程度に過ぎない。

なお、第 2 の超音波走査方法と同様に、各部分領域で複数の B モード画像 B 1 , B 2 , ... を撮影し、それらを加算した B モード画像 B を用いてもよい。この加算した B モード画像 B は、第 4 従来例と同程度の画質になる。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 7 】

以上の第 6 の超音波走査方法によれば、全体として、第 4 従来例よりも好適に B C F M 系間欠スキャンを行うことが出来る。そして、C F M 画像での造影観察に好適であり、B モード画像により構造情報を得ることも出来る。

【 0 0 7 8 】

- 第 7 の超音波走査方法 -

第 7 の超音波走査方法は、第 5 の超音波走査方法における強超音波 B モード画像部分撮影過程と弱超音波 C F M 画像部分撮影過程の順序を入れ替えたものである。

図 1 5 に示すように、先に弱超音波 C F M 画像部分撮影過程を実行し、続いて強超音波 B モード画像部分撮影過程を実行する。

10

【 0 0 7 9 】

部分領域 a では、図 1 6 のグラフ p B a から判るように、弱超音波モニタ画像撮影過程および弱超音波 C F M 画像撮影過程の間に造影剤が増加し、強超音波 B モード画像撮影過程で造影剤が消失し、また弱超音波モニタ画像撮影過程および弱超音波 C F M 画像撮影過程の間に造影剤が増加する、といった変化を繰り返している。

【 0 0 8 0 】

このグラフ p B a と先述の第 3 従来例におけるグラフ j p B a とを比較すれば判るように、第 3 従来例と同じフレームレートとすれば、B モード画像撮影時の造影剤量が第 3 従来例より増加している。このため、B モード画像の画質を向上できる。換言すれば、第 3 従来例より高いフレームレートとしても、造影剤量を同程度にできるため、第 3 従来例と同程度の B モード画像の画質が得られる。つまり、B モード画像の画質を落とさないで、フレームレートを高めることが出来る。

20

【 0 0 8 1 】

C F M 画像 F 1 の画質は、弱い超音波を用いて撮影されることにより、良くないが、第 3 従来例より少し落ちる程度に過ぎない。

なお、第 1 の超音波走査方法と同様に、各部分領域で複数の C F M 画像 F 1 , F 2 , ... を撮影し、それらを加算した C F M 画像 F を用いてもよい。この加算した C F M 画像 F は、第 3 従来例と同程度の画質になる。

【 0 0 8 2 】

以上の第 7 の超音波走査方法によれば、全体として、第 3 従来例よりも好適に B C F M 系間欠スキャンを行うことが出来る。そして、B モード画像での造影観察に好適であり、C F M 画像により周辺血流情報を得ることも出来る。

30

【 0 0 8 3 】

- 第 8 の超音波走査方法 -

第 8 の超音波走査方法は、第 6 の超音波走査方法における強超音波 C F M 画像撮影過程と弱超音波 B モード画像撮影過程の順序を入れ替えたものである。

図 1 7 に示すように、先に弱超音波 B モード画像部分撮影過程を実行し、続いて強超音波 C F M 画像部分撮影過程を実行する。

【 0 0 8 4 】

部分領域 a では、図 1 8 のグラフ p F a から判るように、弱超音波モニタ画像撮影過程および弱超音波 B モード画像撮影過程の間に造影剤が増加し、強超音波 C F M 画像撮影過程で造影剤が消失し、また弱超音波モニタ画像撮影過程および弱超音波 B モード画像撮影過程の間に造影剤が増加する、といった変化を繰り返している。

40

【 0 0 8 5 】

このグラフ p F a と先述の第 4 従来例におけるグラフ j p F a とを比較すれば判るように、第 4 従来例と同じフレームレートとすれば、C F M 画像撮影時の造影剤量が第 4 従来例より増加している。このため、C F M 画像の画質を向上できる。換言すれば、第 4 従来例より高いフレームレートとしても、造影剤量を同程度にできるため、第 4 従来例と同程度の C F M 画像の画質が得られる。つまり、C F M 画像の画質を落とさないで、フレームレートを高めることが出来る。

50

【 0 0 8 6 】

Bモード画像B1の画質は、造影剤がかなり消失した状態で撮影されること及び弱い超音波を用いて撮影されることにより、良くないが、第4従来例より少し落ちる程度に過ぎない。

なお、第2の超音波走査方法と同様に、各部分領域で複数のBモード画像B1, B2, ...を撮影し、それらを加算したBモード画像Bを用いてもよい。この加算したBモード画像Bは、第4従来例と同程度の画質になる。

【 0 0 8 7 】

以上の第8の超音波走査方法によれば、全体として、第4従来例よりも好適にBCFM系間欠スキャンを行うことが出来る。そして、CFM画像での染影観察に好適であり、Bモード画像により構造情報を得ることも出来る。

10

【 0 0 8 8 】

他の実施形態としては、造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いて撮影する時は、造影剤が消失する程度の強い超音波を用いて撮影する時よりも、高い周波数を用いる超音波走査方法および超音波診断装置が挙げられる。

弱い超音波を用いる上に超音波の周波数を高くするため、造影剤の破壊をより抑えることが出来る。

【 0 0 8 9 】

【 発明の効果 】

本発明の超音波走査方法および超音波診断装置によれば、Bモード画像の撮影でもCFM画像の撮影でも強い超音波を用いることの無駄をなくし、従来よりも好適にBCFM系間欠スキャンを行えるようになる。

20

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明の一実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

【 図 2 】 本発明にかかる第1の超音波走査方法の説明図である。

【 図 3 】 本発明にかかる第1の超音波走査方法における造影剤量の変化を示す説明図である。

【 図 4 】 本発明にかかる第2の超音波走査方法の説明図である。

【 図 5 】 本発明にかかる第2の超音波走査方法における造影剤量の変化を示す説明図である。

30

【 図 6 】 本発明にかかる第3の超音波走査方法の説明図である。

【 図 7 】 本発明にかかる第3の超音波走査方法における造影剤量の変化を示す説明図である。

【 図 8 】 本発明にかかる第4の超音波走査方法の説明図である。

【 図 9 】 本発明にかかる第4の超音波走査方法における造影剤量の変化を示す説明図である。

【 図 1 0 】 走査領域と部分領域の説明図である。

【 図 1 1 】 本発明にかかる第5の超音波走査方法の説明図である。

【 図 1 2 】 本発明にかかる第5の超音波走査方法における造影剤量の変化を示す説明図である。

40

【 図 1 3 】 本発明にかかる第6の超音波走査方法の説明図である。

【 図 1 4 】 本発明にかかる第6の超音波走査方法における造影剤量の変化を示す説明図である。

【 図 1 5 】 本発明にかかる第7の超音波走査方法の説明図である。

【 図 1 6 】 本発明にかかる第7の超音波走査方法における造影剤量の変化を示す説明図である。

【 図 1 7 】 本発明にかかる第8の超音波走査方法の説明図である。

【 図 1 8 】 本発明にかかる第8の超音波走査方法における造影剤量の変化を示す説明図である。

【 図 1 9 】 第1従来例の超音波走査方法の説明図である。

50

- 【図20】第1従来例の超音波走査方法における造影剤量の変化を示す説明図である。
- 【図21】第2従来例の超音波走査方法の説明図である。
- 【図22】第2従来例の超音波走査方法における造影剤量の変化を示す説明図である。
- 【図23】走査領域と部分領域の説明図である。
- 【図24】第3従来例の超音波走査方法の説明図である。
- 【図25】第3従来例の超音波走査方法における造影剤量の変化を示す説明図である。
- 【図26】第4従来例の超音波走査方法の説明図である。
- 【図27】第4従来例の超音波走査方法における造影剤量の変化を示す説明図である。

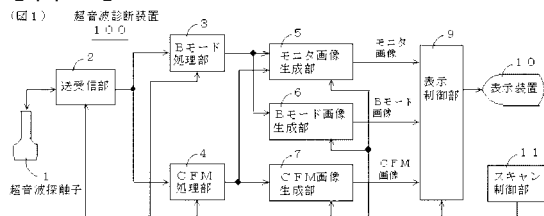
【符号の説明】

- 1 超音波探触子
- 2 送受信部
- 3 Bモード処理部
- 4 CFM処理部
- 5 モニタ画像生成部
- 6 Bモード画像生成部
- 7 CFM画像生成部
- 9 表示制御部
- 10 表示装置
- 11 スキャン制御部
- 100 超音波診断装置

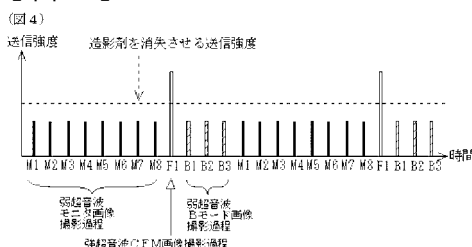
10

20

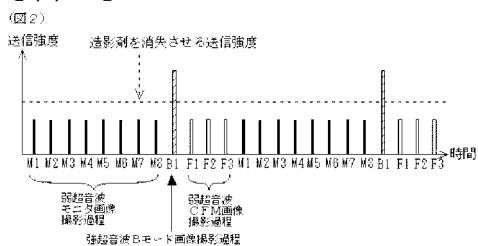
【図1】



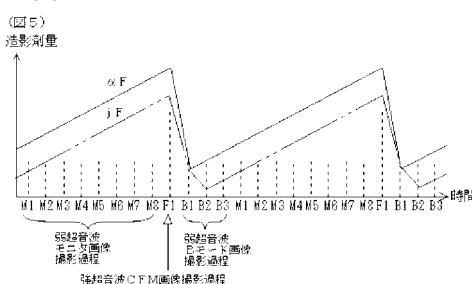
【図4】



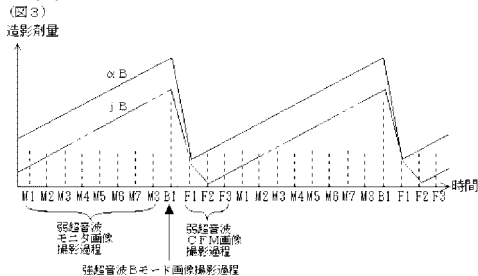
【図2】



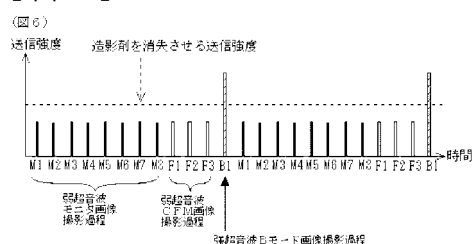
【図5】



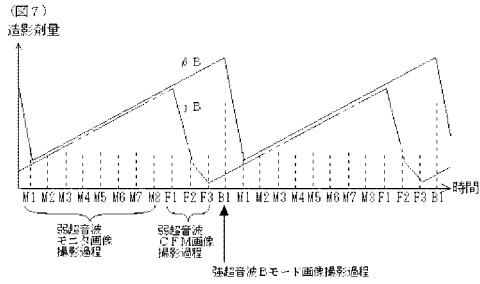
【図3】



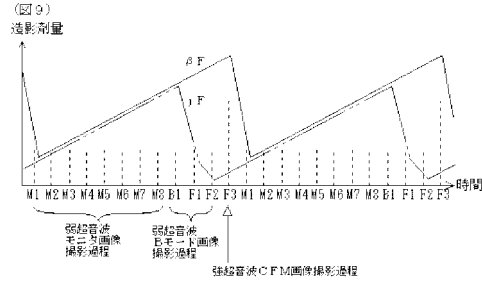
【図6】



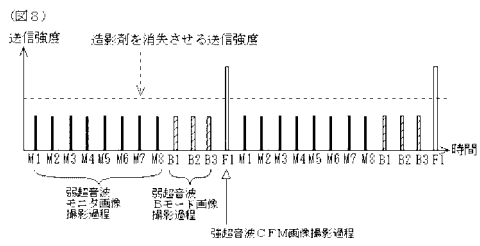
【 図 7 】



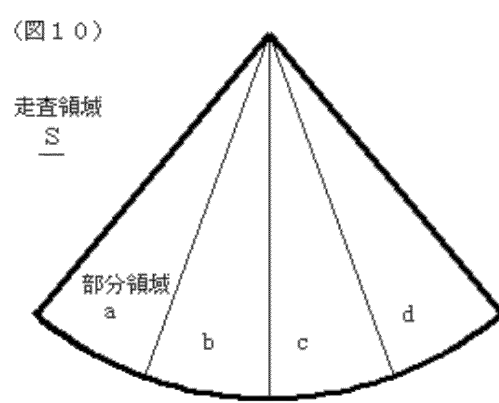
【 図 9 】



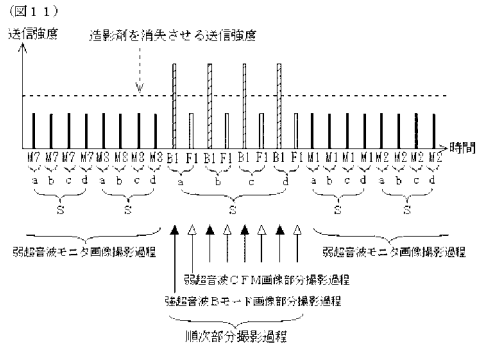
【 図 8 】



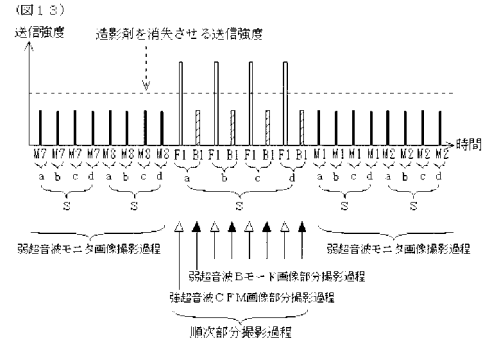
【 図 10 】



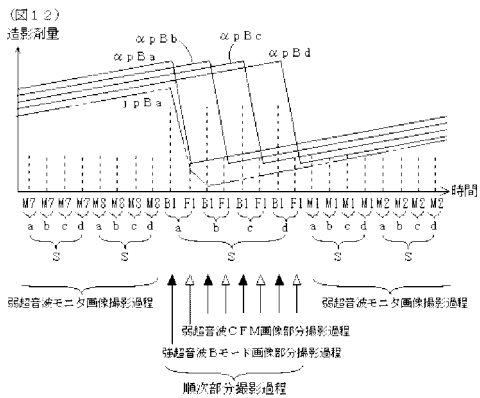
【 図 11 】



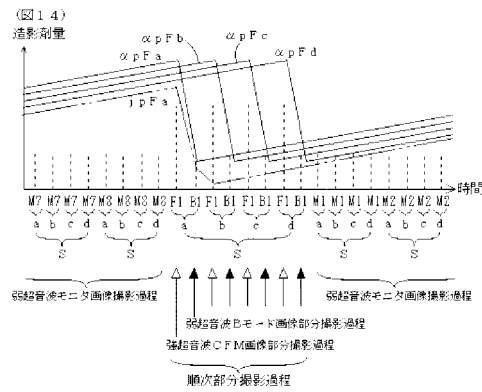
【 図 13 】



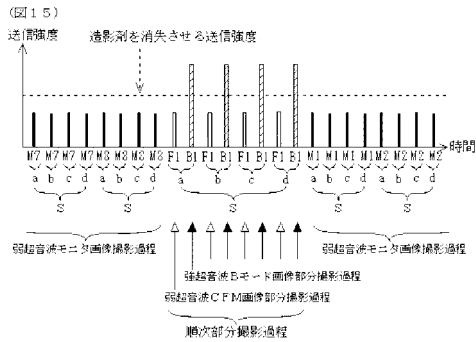
【 図 12 】



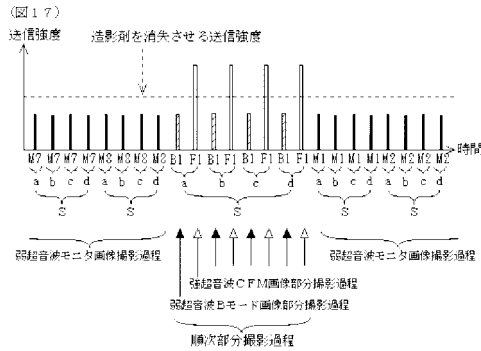
【 図 14 】



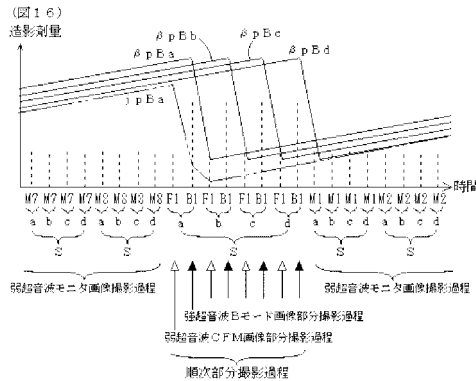
【図15】



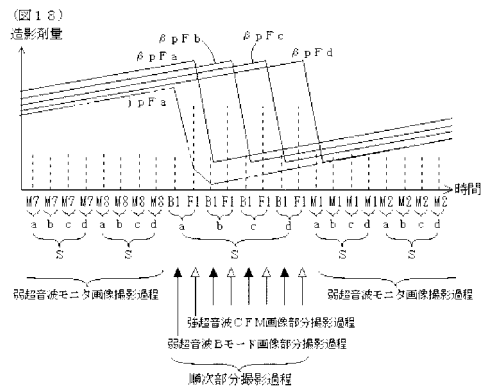
【図17】



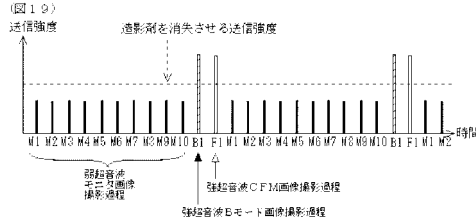
【図16】



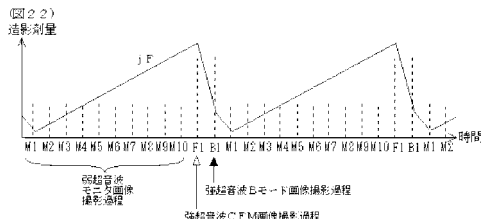
【図18】



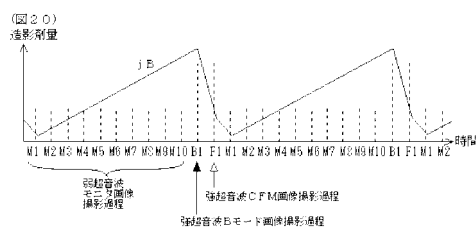
【図19】



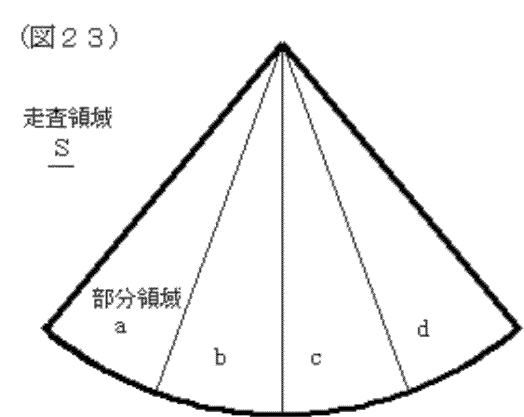
【図22】



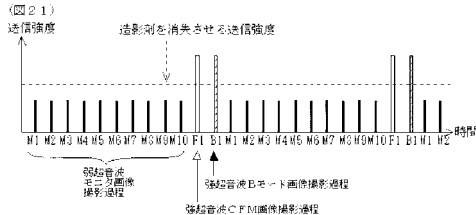
【図20】



【図23】



【図21】



フロントページの続き

審査官 右 高 孝幸

(56)参考文献 特開平7 - 178087 (J P , A)
特開2001 - 46373 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP3844667B2	公开(公告)日	2006-11-15
申请号	JP2001221051	申请日	2001-07-23
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	鈴木陽一		
发明人	鈴木 陽一		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/14 A61B8/00 G01S15/89 G06T1/00		
CPC分类号	A61B8/481 G01S7/52041 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14 G06T1/00.290.D G06T1/00.400.B G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/CC02 4C301/DD01 4C301/EE07 4C301/EE10 4C301/EE20 4C301/HH02 4C301/HH11 4C301/HH17 4C301/KK02 4C301/KK12 4C301/KK13 4C301/KK22 4C301/LL20 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/DE06 4C601/EE04 4C601/EE07 4C601/EE08 4C601/EE30 4C601/HH04 4C601/HH05 4C601/HH14 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/KK19 4C601/KK23 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/LL40 5B047/AA17 5B047/AB02 5B047/BA03 5B047/BB10 5B047/BC23 5B047/CA30 5B057/AA09 5B057/BA05 5B057/BA21 5B057/BA28 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE01 5B057/CE08 5B057/CH09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA01 5L096/CA13 5L096/GA19 5L096/JA18		
其他公开文献	JP2003052698A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：即使在成像B模式图像和CFM图像中，也要消除使用强烈超声波的浪费。解决方案：成像周期包括成像弱超声监视器图像的过程，其中使用不足以消除造影剂的超声波拍摄监视器图像M1至M8，成像强B超模式图像B1的超强B模式图像的过程使用足够强的超声波来消除造影剂以及成像弱超声CFM图像的过程，其中使用不够弱的CFM图像F1至F3来消除造影剂并重复。CFM图像F1至F3以更新图像和Sigma F显示，通过将所有处理结果相加而获得，与B模式图像B1重叠。这可以增强图像的图像质量和帧速率中的至少一个。

【图3】

