

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4615950号
(P4615950)

(45) 発行日 平成23年1月19日 (2011. 1. 19)

(24) 登録日 平成22年10月29日 (2010. 10. 29)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 7 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2004-286185 (P2004-286185)
 (22) 出願日 平成16年9月30日 (2004. 9. 30)
 (65) 公開番号 特開2006-95151 (P2006-95151A)
 (43) 公開日 平成18年4月13日 (2006. 4. 13)
 審査請求日 平成19年6月15日 (2007. 6. 15)

(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・53
 188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
 ユー・ブルバード・ダブリュー・710
 ・3000
 (74) 代理人 100085187
 弁理士 井島 藤治
 (74) 代理人 100090424
 弁理士 鯨島 信重

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】

超音波ビームによるスキャンを複数の条件で行うことが可能なスキャン手段と、
 フルフィールドにおけるニアフィールドの領域については前記超音波ビームによるスキ
 ャンが複数の条件でそれぞれ行われ、前記フルフィールドにおける前記ニアフィールド以
 外の領域については前記超音波ビームによるスキャンが1つの条件で行われるように、前
 記スキャン手段を制御するスキャン制御手段と、

前記複数の条件でのスキャンによってそれぞれ得られたエコー信号について複数の B モ
 ード画像信号をそれぞれ求める B モード処理手段と、

前記複数の B モード画像信号の加算によりコンパウンド画像信号を形成するコンパウン
 ド手段と、

前記コンパウンド画像信号に基づいて画像を表示する表示手段とを具備することを特徴
 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、

前記複数の条件でのスキャンは、超音波ビームの方向がそれぞれ異なるスキャンである
 ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記複数の条件でのスキャンは、超音波ビームの開口がそれぞれ異なるスキャンである

10

20

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記複数の条件でのスキャンは、超音波ビームの周波数がそれぞれ異なるスキャンであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の超音波診断装置において、

前記スキャン制御手段は、前記フルフィールドについて 1 つの条件でフルフィールドの前記スキャンが行われ、前記ニアフィールドについて前記フルフィールドのスキャン条件と異なり且つ互いに異なる 2 つの条件でニアフィールドの前記スキャンが行われるように、前記スキャン手段を制御し、

前記 B モード処理手段は、前記フルフィールドについての前記 1 つのスキャンによる B モード画像信号と、前記ニアフィールドについての前記互いに条件の異なる 2 つのスキャンによる B モード画像信号とをそれぞれ求め、

前記コンパウンド手段は、前記ニアフィールドにおいて、前記フルフィールドの 1 つのスキャンによる B モード画像信号及び前記ニアフィールドの 2 つのスキャンによる B モード画像信号を加算して、コンパウンド画像信号を形成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の超音波診断装置において、

前記スキャン制御手段は、フルフィールドについて前記超音波ビームによるスキャンが複数の条件でそれぞれ行われるように、前記スキャン手段を制御し、

前記 B モード処理手段は、前記フルフィールドについての前記複数のスキャンによる B モード画像信号をそれぞれ求め、

前記コンパウンド手段は、前記フルフィールドの複数のスキャンによる B モード画像信号を加算して、コンパウンド画像信号を形成し、

前記表示手段は、操作者の指示に従って、前記ニアフィールドのコンパウンド画像又は前記フルフィールドのコンパウンド画像を切り替えて表示可能であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 から請求項 6 のいずれかに記載の超音波診断装置において、

前記スキャンはリニアスキャンであることを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、超音波ビーム (beam) でスキャン (scan) して B モード (B-mode) 画像を撮影する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波ビームで撮影範囲をスキャンし、得られたエコー信号に基づいて B モード画像を構成して表示する。撮影範囲の浅部から深部まで鮮明な画像を得るために、超音波ビームについて多段の焦点調節が行われる (例えば、特許文献 1 参照)。

【特許文献 1】特開 2000-279410 号公報 (第 3-4 頁、図 1, 4)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

多段の焦点調節を行っても、撮影範囲のごく浅い部分すなわちニアフィールド (near field) では、音速の乱れや多重反射等による画質の低下を免れない。

そこで、発明の課題は、ニアフィールドの画質が良好な超音波診断装置を実現することである。

10

20

30

40

50

【課題を解決するための手段】**【0004】**

上記の課題を解決する観点の発明は、超音波ビームによるスキャンを共通のスキャン範囲について複数の条件でそれぞれ行うスキャン手段と、前記複数の条件でのスキャンによってそれぞれ得られたエコー信号について複数のＢモード画像信号をそれぞれ求めるＢモード処理手段と、前記複数のＢモード画像信号の加算によりコンパウンド画像信号を形成するコンパウンド手段と、前記コンパウンド画像信号に基づいて画像を表示する表示手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【0005】

前記複数の条件は超音波ビームの方向を異にすることが、画像のノイズを低減する点で好ましい。

10

前記複数の条件は超音波ビームの開口を異にすることが、画像のスペックルを低減する点で好ましい。

【0006】

前記複数の条件は超音波ビームの周波数を異にすることが、画像のコントラスト分解能を良くする点で好ましい。

前記スキャンは１つの条件でのスキャン以外はニアフィールドのみについてのスキャンであることが、フレームレートの低下を少なくする点で好ましい。

【0007】

前記スキャンはいずれの条件でのスキャンもフルフィールドについてのスキャンであることが、フルフィールドの画質を良くする点で好ましい。

20

前記加算はニアフィールドのみについての加算であることが、所要時間を短縮する点で好ましい。

【0008】

前記スキャン手段はリニアスキャンを行うことが、撮影範囲を矩形とする点で好ましい。

【発明の効果】**【0009】**

上記観点の発明によれば、超音波診断装置が、超音波ビームによるスキャンを共通のスキャン範囲について複数の条件でそれぞれ行うスキャン手段と、前記複数の条件でのスキャンによってそれぞれ得られたエコー信号について複数のＢモード画像信号をそれぞれ求めるＢモード処理手段と、前記複数のＢモード画像信号の加算によりコンパウンド画像信号を形成するコンパウンド手段と、前記コンパウンド画像信号に基づいて画像を表示する表示手段とを具備するので、ニアフィールドの画質が良好な超音波診断装置を実現することができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】**【0010】**

以下、図面を参照して発明を実施するための最良の形態を詳細に説明する。なお、本発明は、発明を実施するための最良の形態に限定されるものではない。図１に、超音波診断装置のブロック（block）を示す。本装置は発明を実施するための最良の形態の一例である。本装置の構成によって、超音波診断装置に関する本発明を実施するための最良の形態の一例が示される。

40

【0011】

図１に示すように、本装置は、超音波プローブ（probe）２を有する。超音波プローブ２は、超音波トランスデューサアレイ（transducer array）を有する。超音波トランスデューサアレイにおける個々の超音波トランスデューサは、例えばＰＺＴ（チタン（Ti）酸ジルコン（Zr）酸鉛）セラミックス（ceramics）等の圧電材料によって構成される。

【0012】

超音波プローブ２は、撮影の対象に当接して使用される。超音波プローブ２には送信部

50

4 および受信部 6 が接続されている。送信部 4 は、出力信号で超音波プローブ 2 を駆動して超音波ビームによるスキャンを行わせる。受信部 6 は超音波プローブ 2 から入力されたエコー受信信号について増幅および受波ビームフォーミング (beam forming) を行う。超音波プローブ 2、送信部 4 および受信部 6 からなる部分は、本発明におけるスキャン手段の一例である。

【0013】

図 2 に、スキャンの一例を示す。同図に示すように、スキャンは、放射点 200 から z 方向に発する音線 202 を軌跡 204 に沿って平行移動させて、矩形状の 2 次元領域 206 を x 方向に走査するものである。これによって、いわゆるリニアスキャン (linear scan) が行われる。

10

【0014】

音線は超音波ビームの中心軸に相当する。音線の走査は、超音波ビームの開口を走査方向に平行移動させることによって行われる。開口の移動は、超音波ビームの形成に関わる複数の超音波トランスデューサの組合せを順次変更することによって行われる。

【0015】

なお、スキャンは、リニアスキャンに限らず、図 3 に示すようなコンベックススキャン (convex scan) や図 4 に示すようなセクタスキャン (sector scan) であって良い。

【0016】

本装置では、スキャンがコンパウンドスキャン (compound scan) によって行われる。コンパウンドスキャンの一例を図 5 に示す。ここでは、リニアスキャンの例で示すが、それに限らずコンベックススキャンやセクタスキャンであってよい。

20

【0017】

同図に示すように、コンパウンドスキャンは、例えば、3 フレーム (frame) 1 組のスキャンとして行われる。3 フレームのスキャンは、それぞれスキャン条件を異ならせてある。

【0018】

1 番目のフレーム (a) は、音線の方角を z 方向としてスキャンされる。2 番目のフレーム (b) は、音線の方角を z 方向に関して左方向に傾けてスキャンされる。3 番目のフレーム (c) は、音線の方角を z 方向に関して右方向に傾けてスキャンされる。

30

【0019】

1 番目のフレーム (a) はフレームはフルフィールド (full field) のスキャンであり、2 番目のフレーム (b) および 3 番目のフレーム (c) は、ニアフィールドのみのスキャンである。このようにすることにより、フレームレート (frame rate) の低下を少なくすることができる。なお、2 番目および 3 番目のフレームも、図 6 に示すように、フルフィールドのスキャンとしてもよい。

【0020】

コンパウンドスキャンは、3 つ 1 組のフレームとする代わりに、2 つ 1 組のフレームとしてもよい。すなわち、フレーム (a) と (b) の組合せ、または、フレーム (a) と (c) の組合せとしてよい。

40

【0021】

スキャン条件の相違は、音線の方角の相違とする代わりに、超音波ビームの開口の相違としてもよい。すなわち、例えば、エコー受信を開口を 2 つあるいは 3 つの部分的に重複する開口とし、それらの開口を通じて同一音線上のエコーを同時または順次に受信する。

【0022】

スキャン条件の相違は、また、超音波ビームの周波数の相違としてもよい。すなわち、例えば、フィルタによりエコーを 2 つあるいは 3 つの周波数帯域に分けて受信し、周波数帯域が異なる 2 つあるいは 3 つのエコー受信信号を同時または順次に得る。なお、スキャン条件の相違は、音線方向、開口および周波数のうちのどれか 2 つまたは全部の組合せの相違としてもよい。

50

【 0 0 2 3 】

受信部 6 の出力信号は B モード処理部 8 に入力される。B モード処理部 8 は、入力信号を検波して振幅を輝度値とする B モード画像信号を形成する。B モード画像信号は、コンパウンドスキャンにおける各スキャンごとに形成される。

【 0 0 2 4 】

したがって、音線の方向を異にする 3 フレーム 1 組のコンパウンドスキャンが行われたときは、各フレームごとに B モード画像信号が形成され、別々な開口または周波数帯域で 2 つまたは 3 つのエコーを同時受信したときは、各系統のエコーごとに B モード画像信号が形成される。B モード処理部 8 は、本発明における B モード処理手段の一例である。

【 0 0 2 5 】

B モード画像信号は、スキャンコンバータ (scan converter) 10 に入力される。スキャンコンバータ 10 は、スキャン変換により、B モード画像信号の配列を、音線順次の配列から 2 次元空間における格子状の配列に変換する。

【 0 0 2 6 】

スキャン変換された B モード画像信号は、フレームバッファ (frame buffer) 12 およびシネバッファ (cine buffer) 14 に一時記憶される。フレームバッファ 12 は、コンパウンドスキャンにおける各スキャンごとの B モード画像信号を記憶する。シネバッファ 14 は、コンパウンドスキャンにおける各スキャンごとの B モード画像信号を、連続する複数フレームにわたって記憶する。

【 0 0 2 7 】

フレームバッファ 12 またはシネバッファ 14 の B モード画像信号が、切替器 16 を通じてコンパウンド部 18 に入力される。切替器 16 は使用者によって適宜に切り替えられる。入力される B モード画像信号は、コンパウンドスキャンによって得られた 1 組のものである。コンパウンド部 18 は、それら 1 組の B モード画像信号を加算して、コンパウンド画像信号を形成する。コンパウンド部 18 は、本発明におけるコンパウンド手段の一例である。

【 0 0 2 8 】

コンパウンドスキャンが図 5 に示したように行われたときは、図 7 に示すような画像フレームの加算により、コンパウンド画像フレーム (d) が形成される。この場合、3 フレームが重複しているのはニアフィールドだけであることにより、コンパウンド画像フレーム (d) においては、ニアフィールドのみが正味のコンパウンド画像となり、それ以外のフィールドの画像はフレーム (a) と同じなる。

【 0 0 2 9 】

コンパウンドスキャンが図 6 に示したように行われたときは、図 8 に示すような画像フレームの加算により、コンパウンド画像フレーム (d) が形成される。この場合、3 フレームがフルフィールドで重複していることにより、コンパウンド画像フレーム (d) においては、フルフィールドが正味のコンパウンド画像となる。なお、加算に当たってフレーム (b) および (c) のニアフィールドだけを利用するようにすれば、正味のコンパウンド画像がニアフィールドだけとなる画像フレーム (d ') を得ることができる。このようにすれば、加算時間を短縮することができる。使用者の必要に応じてどちらでも切り替え可能にしておくことと便利である。

【 0 0 3 0 】

正味のコンパウンド画像では、実体を持つエコー源の像は加算により強調されるが、ノイズ (noise) のようにランダム (random) な信号成分は加算によって弱め合う。このため、実体を持つエコー源の像のコントラスト分解能が向上するとともにノイズおよびスペckル (speckle) が減少するので画質が向上する。

【 0 0 3 1 】

音速の乱れや多重反射によるニアフィールドの画質の低下もランダムな信号成分によるものであるから、コンパウンド画像においてはその影響が弱められる。したがって、ニアフィールドの画質が改善される。これは、開口を異ならせたコンパウンドスキャンおよび

10

20

30

40

50

周波数を異ならせたコンパウンドスキャンでも同様である。

【 0 0 3 2 】

このようなコンパウンド画像がコンパウンド部 1 8 から表示部 2 0 に入力され、表示部 2 0 により可視像として表示される。表示部 2 0 は、本発明における表示手段の一例である。表示部 2 0 はグラフィックディスプレイ (g r a p h i c d i s p l a y) 等で構成される。表示部 2 0 に表示された画像はニアフィールドに関しても高画質な断層像となる。コンパウンド画像がフルフィールドにわたっているときは、フィールド全体が高画質な断層像となる。

【 0 0 3 3 】

使用者は、切替器 1 6 でフレームバッファ 1 2 を選択することにより、リアルタイム画

10

像をニアフィールド画質の良い状態で表示させることができ、シネバッファ 1 4 を選択することにより、シネ再生画像をニアフィールド画質の良い状態で表示させることができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 4 】

【図 1】本発明を実施するための最良の形態の一例の超音波診断装置のブロック図である。

【図 2】音線走査の概念を示す図である。

【図 3】音線走査の概念を示す図である。

【図 4】音線走査の概念を示す図である。

20

【図 5】コンパウンドスキャンの概念を示す図である。

【図 6】コンパウンドスキャンの概念を示す図である。

【図 7】コンパウンド画像形成の概念を示す図である。

【図 8】コンパウンド画像形成の概念を示す図である。

【符号の説明】

【 0 0 3 5 】

2 超音波プローブ

4 送信部

6 受信部

8 Bモード処理部

30

1 0 スキャンコンバータ

1 2 フレームバッファ

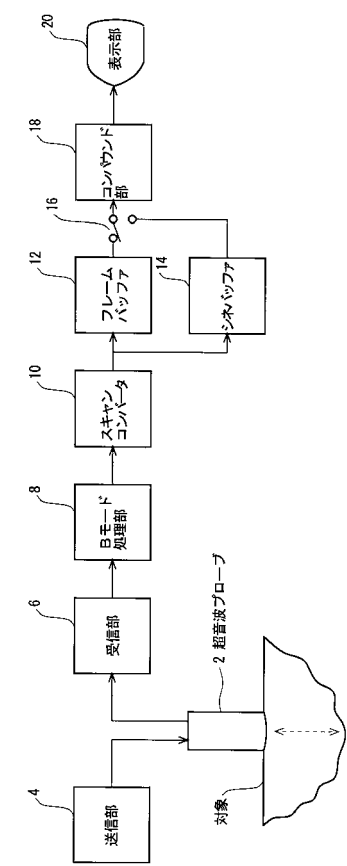
1 4 シネバッファ

1 6 切替器

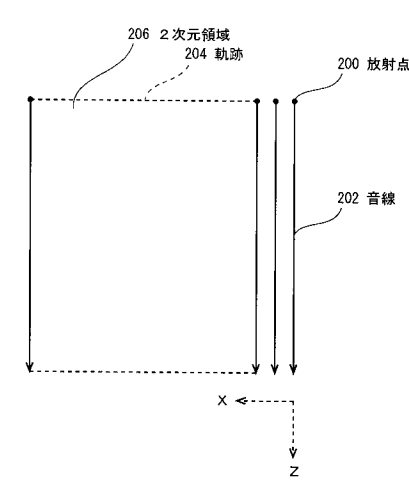
1 8 コンパウンド部

2 0 表示部

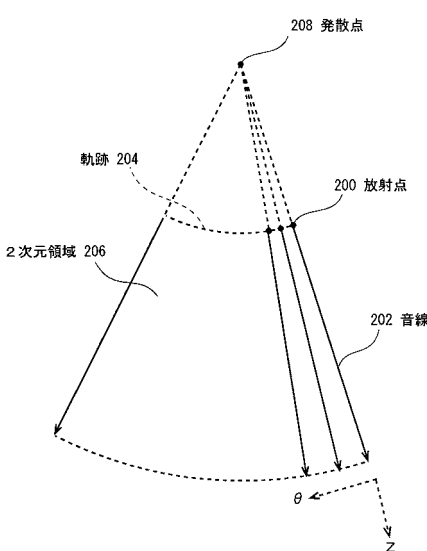
【図 1】



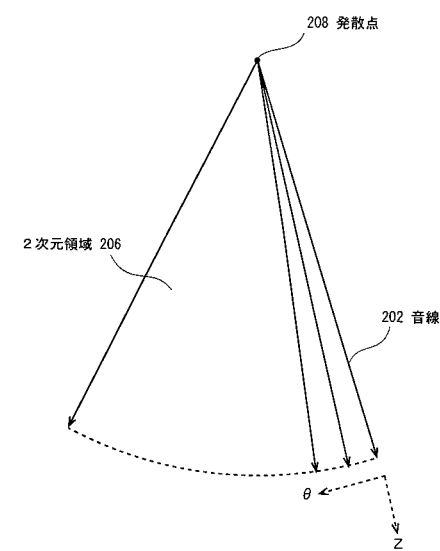
【図 2】



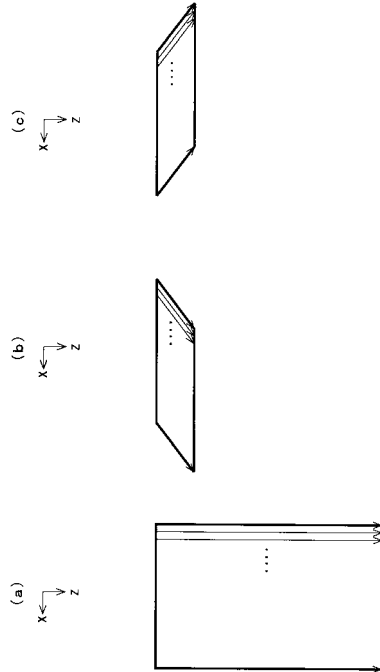
【図 3】



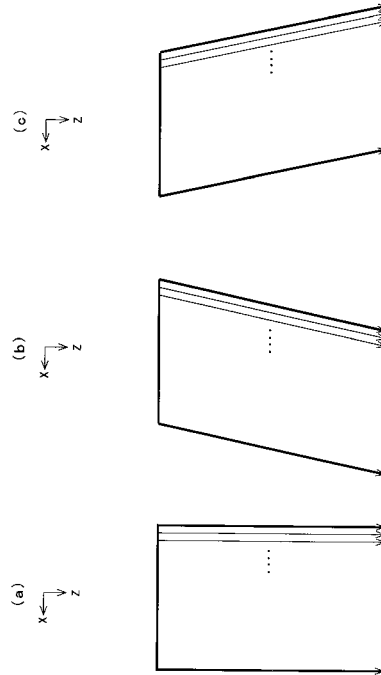
【図 4】



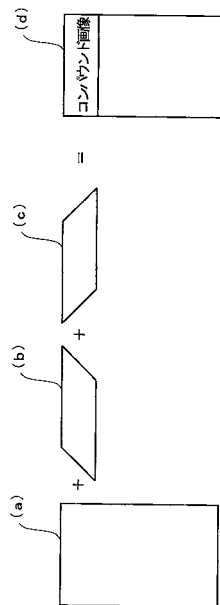
【図 5】



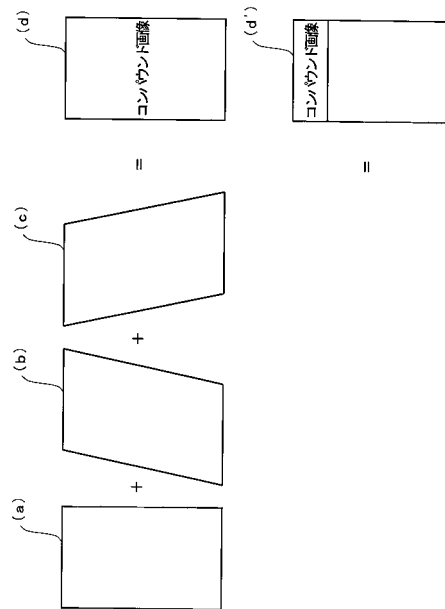
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(72)発明者 島崎 正

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開2004-154567(JP, A)

特開2003-190161(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

| | | | |
|---------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声诊断设备 | | |
| 公开(公告)号 | JP4615950B2 | 公开(公告)日 | 2011-01-19 |
| 申请号 | JP2004286185 | 申请日 | 2004-09-30 |
| 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 | 島崎正 | | |
| 发明人 | 島崎 正 | | |
| IPC分类号 | A61B8/00 | | |
| FI分类号 | A61B8/00 | | |
| F-TERM分类号 | 4C601/BB07 4C601/BB08 4C601/BB21 4C601/BB22 4C601/BB23 4C601/BB27 4C601/EE01 4C601/EE04 4C601/GB04 4C601/HH14 4C601/HH22 4C601/HH35 4C601/HH38 4C601/JB45 4C601/JC20 4C601/KK24 | | |
| 代理人(译) | 信茂Sameshima | | |
| 其他公开文献 | JP2006095151A | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题：提供一种即使在近场也能够获取具有良好图像质量的图像的超声诊断设备。解决方案：该超声诊断设备包括用于在多个条件下在共同扫描范围内使用超声波束执行扫描的扫描装置，用于获取多个B模式图像信号的B模式处理装置（a），（b）（c）关于在多个条件下获得的回波信号，用于通过对多个B模式图像信号求和来产生复合图像信号（d）的复合装置，以及用于在基础上显示图像的显示装置复合图像信号。上述多个条件在超声波束的方向，孔径和频率方面不同。Z

【 図 4 】

