

(51)Int.Cl.⁷
A 6 1 B 8/00

識別記号

F I
A 6 1 B 8/00

テ-マコード* (参考)
4 C 3 0 1
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 8 数)

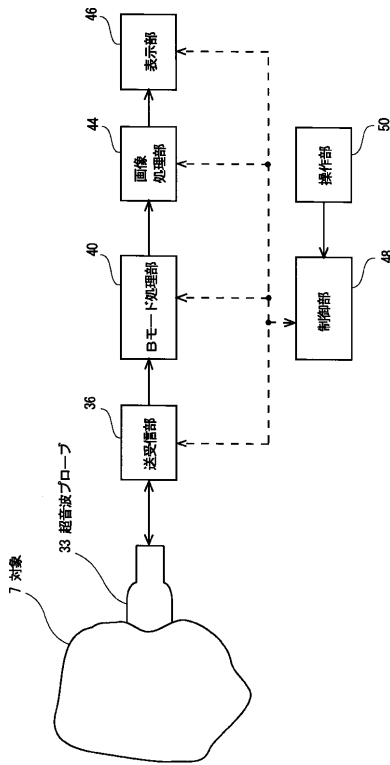
(21)出願番号	特願2001 - 385612(P2001 - 385612)	(71)出願人	300019238 ジーイー・メディカル・システムズ・グロ ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル エルシー アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・5318 8・ワウケシャ・ノース・グランドヴュー・ ブルバード・ダブリュー・710・3000
(22)出願日	平成13年12月19日(2001.12.19)	(72)発明者	鈴木 陽一 東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジ ーイー横河メディカルシステム株式会社内
		(74)代理人	100085187 弁理士 井島 藤治 (外 1 名)
		最終頁に続く	

(54)【発明の名称】 超音波撮影装置

(57)【要約】

【課題】 丈夫な殻を持つ造影剤を用いた場合でもその普及範囲の全てを撮影する超音波撮影装置を実現する。

【解決手段】 撮影面内を超音波でスキャンしてエコーを受信することを、超音波のメカニカルインデックスMIをスキャン単位で逐次増加させつつ行う送受信手段(33,36)と、スキャンごとのエコー受信信号に基づいてそれぞれ画像を生成する画像生成手段(40,44)と、画像生成手段が生成した複数の画像を加算して画像を合成する合成手段(44)と、合成された画像を表示する表示手段(46)とを有する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 撮影面内を超音波でスキャンしてエコーを受信することを、超音波のメカニカルインデックス M I をスキャン単位で逐次増加させつつ行う送受信手段と、
前記スキャンごとのエコー受信信号に基づいてそれぞれ画像を生成する画像生成手段と、
前記生成された複数の画像を加算して画像を合成する合成手段と、
前記合成された画像を表示する表示手段と、を具備する 10
ことを特徴とする超音波撮影装置。

【請求項 2】 前記送受信手段は前記超音波の収束距離をスキャン単位で逐次増大させる、ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波撮影装置。

【請求項 3】 前記画像生成手段によって生成された画像を記憶する記憶手段、を具備することを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波撮影装置。

【請求項 4】 前記合成手段と前記表示手段の間に介在し、前記合成された画像の輝度を調節する輝度調節手段、を具備することを特徴とする請求項 1 ないし請求項 20
3 のうちのいずれか 1 つに記載の超音波撮影装置。

【請求項 5】 撮影面内を超音波でスキャンしてエコーを受信することを、超音波のメカニカルインデックス M I をスキャン単位で逐次増加させつつ行う送受信手段と、
前記スキャンごとのエコー受信信号に基づいてそれぞれ画像を生成する画像生成手段と、
前記生成された複数の画像についてピクセルごとに複数の画像を通じての画像データの最大値を抽出し、この最大値によって画像を合成する合成手段と、 30
前記合成された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撮影装置。

【請求項 6】 前記送受信手段は前記超音波の収束距離をスキャン単位で逐次増大させる、ことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波撮影装置。

【請求項 7】 前記画像生成手段によって生成された画像を記憶する記憶手段、を具備することを特徴とする請求項 5 または請求項 6 に記載の超音波撮影装置。

【請求項 8】 前記合成手段と前記表示手段の間に介在し、前記合成された画像の輝度を調節する輝度調節手段、を具備することを特徴とする請求項 5 ないし請求項 40
7 のうちのいずれか 1 つに記載の超音波撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は超音波撮影装置に関し、とくに、造影剤が注入された対象を撮影する超音波撮影装置に関する。

【0002】

【従来の技術】超音波撮影では、対象の内部の撮影面内を超音波でスキャン (scan) してエコー (ech 50

o) を受信し、エコー受信信号に基づいて断層像すなわち B モード (mode) 画像を生成する。

【0003】エコーの信号強度を上げる必要があるときは造影剤が使用される。造影剤は直径が数 μm 程度の微小気泡の集まりである。気泡の表面は殻で覆われている。造影剤の殻が超音波で破壊されたときに、送波超音波の高調波を含む高レベル (level) の超音波が発生し、エコー信号強度の増強すなわちエコーエンハンスメント (echo enhancement) が行われる。

【0004】エコーエンハンスメント付きの超音波撮影は、造影剤を血流を利用して関心領域 (ROI: Region of Interest) に行き渡らせた上で行われる。例えば血流の末梢部にある ROI を造影する場合等は、途中で消滅しないように、比較的丈夫な殻を持つ気泡からなる造影剤が用いられる。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】丈夫な殻を持つ気泡は、超音波を受けても破壊せずに存在し続けるものが多くなる。気泡の集まりは超音波の著しく減衰させるので、造影剤が破壊せずに存在し続けることによりそれ以深について撮影することができなくなる。

【0006】そこで、本発明の課題は、丈夫な殻を持つ造影剤を用いた場合でもその普及範囲の全てを撮影する超音波撮影装置を実現することである。

【0007】

【課題を解決するための手段】(1) 上記の課題を解決するためのひとつの観点での発明は、撮影面内を超音波でスキャンしてエコーを受信することを、超音波のメカニカルインデックス M I をスキャン単位で逐次増加させつつ行う送受信手段と、前記スキャンごとのエコー受信信号に基づいてそれぞれ画像を生成する画像生成手段と、前記生成された複数の画像を加算して画像を合成する合成手段と、前記合成された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撮影装置である。

【0008】この観点での発明では、撮影面内を超音波でスキャンしてエコーを受信することを、超音波のメカニカルインデックス M I をスキャン単位で逐次増加させつつ行い、スキャンごとのエコー受信信号に基づいてそれぞれ画像を生成し、それら画像の加算によって得られた画像を表示するので、超音波のメカニカルインデックス M I の増加によって造影剤の破壊深度が逐次増大し、丈夫な殻を持つ造影剤を用いた場合でもその普及範囲の全てを撮影することができる。

【0009】前記送受信手段は前記超音波の収束距離をスキャン単位で逐次増大させることが、造影剤の逐次破壊を効果的に行う点で好ましい。前記画像生成手段によって生成された画像を記憶する記憶手段を具備することが、画像の合成を容易にする点で好ましい。

【0010】前記合成手段と前記表示手段の間に介在し、前記合成された画像の輝度を調節する輝度調節手段を具備することが、表示画像の輝度の飽和を回避する点で好ましい。

【0011】(2) 上記の課題を解決するための他の観点での発明は、撮影面内を超音波で撮影面内を超音波でスキャンしてエコーを受信することを、超音波のメカニカルインデックスMIをスキャン単位で逐次増加させつつ行う送受信手段と、前記スキャンごとのエコー受信信号に基づいてそれぞれ画像を生成する画像生成手段と、前記生成された複数の画像についてピクセルごとに複数の画像を通じての画像データの最大値を抽出し、この最大値によって画像を合成する合成手段と、前記合成された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撮影装置である。

【0012】この観点での発明では、撮影面内を超音波でスキャンしてエコーを受信することを、超音波のメカニカルインデックスMIをスキャン単位で逐次増加させつつ行い、スキャンごとのエコー受信信号に基づいてそれぞれ画像を生成し、それら複数の画像についてピクセルごとに複数の画像を通じての画像データの最大値を抽出し、最大値に基づく画像を合成して表示するので、超音波のメカニカルインデックスMIの増加によって造影剤の破壊深度が逐次増大し、丈夫な殻を持つ造影剤を用いた場合でもその普及範囲の全てを撮影することができる。

【0013】前記送受信手段は前記超音波の収束距離をスキャン単位で逐次増大させることが、造影剤の逐次破壊を効果的に行う点で好ましい。前記画像生成手段によって生成された画像を記憶する記憶手段を具備することが、画像の合成を容易にする点で好ましい。

【0014】前記合成手段と前記表示手段の間に介在し、前記合成された画像の輝度を調節する輝度調節手段を具備することが、表示画像の輝度の飽和を回避する点で好ましい。

【0015】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を詳細に説明する。なお、本発明は実施の形態に限定されるものではない。図1に超音波撮影装置のブロック(block)図を示す。本装置は本発明の実施の形態の一例である。本装置の構成によって、本発明の装置に関する実施の形態の一例が示される。

【0016】同図に示すように、本装置は超音波プローブ33を有する。超音波プローブ33は使用者により対象7の体表に押し当てて使用される。対象7の診断部位には予め造影剤を普及させてある。

【0017】超音波プローブ33は、例えば、図2に示すような超音波トランスデューサアレイ(transducer array)300を有する。超音波トランスデューサアレイ300は1次元アレイであり、例え

*ば、128個の超音波振動子302からなる。超音波振動子302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。

【0018】超音波プローブ33は送受信部36に接続されている。送受信部36は、超音波プローブ33に駆動信号を与えて超音波を送波させる。送受信部36は、また、超音波プローブ33が受波したエコー信号を受信する。

【0019】図3に、超音波プローブ33から送波される超音波の波形の一例を示す。同図に示すように、送波超音波は音圧が正負に振動するパルス(pulse)となる。超音波パルスの強さはメカニカルインデックス(mechanical index)MIによって表される。メカニカルインデックスMIは次式で与えられる。

【0020】

【数1】

$$MI = \frac{Pr}{\sqrt{f}}$$

【0021】ここで、

Pr：音圧

f：周波数

超音波プローブ33が送波する超音波パルスは、メカニカルインデックスMIが可変になっている。メカニカルインデックスMIの変更は、送受信部36が超音波プローブ33に与える駆動信号の信号強度を変更することによって行われる。駆動信号の信号強度を上げると、送波超音波の音圧が上がってメカニカルインデックスMIが大きくなる。駆動信号の信号強度を下げると、送波超音波の音圧が下がってメカニカルインデックスMIが小さくなる。このようなメカニカルインデックスMIの変更は、後述の制御部48による制御の下で行われる。

【0022】送受信部36は、超音波プローブ33を通じて例えば図4に示すような音線走査を行う。すなわち、放射点200からz方向に進行する超音波ビーム(beam)すなわち音線202で扇状の2次元領域206をθ方向に走査し、いわゆるセクタスキャン(sector scan)を行う。

【0023】送波および受波のアパーチャ(aperture)を超音波トランスデューサアレイの一部を用いて形成するときは、このアパーチャをアレイに沿って順次移動させることにより、例えば図5に示すような走査を行うことができる。すなわち、放射点200からz方向に発する音線202を直線状の軌跡204に沿って平行移動させることにより、矩形状の2次元領域206をx方向に走査し、いわゆるリニアスキャン(linear scan)を行う。

【0024】なお、超音波トランスデューサアレイが、超音波送波方向に張り出した円弧に沿って形成されたい

いわゆるコンベックスアレイ (convex array) である場合は、リニアスキャンと同様な音線走査により、例えば図6に示すように、音線202の放射点200を円弧状の軌跡204に沿って移動させ、扇面状の2次元領域206を θ 方向に走査して、いわゆるコンベックススキャンが行るのはいうまでもない。

【0025】2次元領域206のスキャンは、送波超音波のメカニカルインデックスMIを逐次増加させながら行われる。メカニカルインデックスMIの増加はスキャン単位で行われる。すなわち、1回目のスキャンを所定のメカニカルインデックスMIの送波超音波で行い、以下、メカニカルインデックスMIを逐次増加させながら2回目以降のスキャンをそれぞれ行う。メカニカルインデックスMIの増加は予め定めた限度内で行われる。メカニカルインデックスMIの限度は、送受信部36の駆動信号の最大値または対象7についての許容最大音圧によって定まる。

【0026】2次元領域206のスキャンは、また、超音波ビームの収束距離すなわち超音波ビームの焦点距離を逐次増加させながら行われる。焦点距離の増加はスキャン単位で行われる。すなわち、1回目のスキャンを所定の近距離に収束させた送波超音波ビームで行い、以下、焦点距離を逐次増加させながら2回目以降のスキャンをそれぞれ行う。

【0027】送受信部36はBモード処理部40に接続されている。送受信部36から出力される音線ごとのエコー受信信号は、Bモード処理部40に入力される。Bモード処理部40はBモード画像データを形成するものである。Bモード処理部40は、エコー受信信号を対数増幅した後に包絡線検波して音線上の個々の反射点でのエコーの強度を表す信号すなわちAスコープ (scope) 信号を得て、このAスコープ信号の各瞬時の振幅をそれぞれ輝度値として、Bモード画像データを形成する。Bモード処理部40は画像処理部44に接続されている。画像処理部44は、Bモード処理部40から入力されるデータに基づいて画像を生成する。

【0028】画像処理部44は、図7に示すように、セントラル・プロセッシング・ユニット (CPU: Central Processing Unit) 140を有する。CPU140には、バス (bus) 142によって、メインメモリ (main memory) 144、外部メモリ146、制御部インターフェース (interface) 148、入力データメモリ (data memory) 152、デジタル・スキャンコンバータ (DSC: Digital Scan Converter) 154、画像メモリ156、および、ディスプレイメモリ (display memory) 158が接続されている。

【0029】外部メモリ146には、CPU140が実行するプログラムが記憶されている。外部メモリ146

には、また、CPU140がプログラムを実行するにあたって使用する種々のデータも記憶されている。

【0030】CPU140は、外部メモリ146からプログラムをメインメモリ144にロード (load) して実行することにより、所定の画像処理を遂行する。CPU140は、プログラム実行の過程で、制御部インターフェース148を通じて後述の制御部48と制御信号の授受を行う。

【0031】Bモード処理部40から音線ごとに入力されたBモード画像データすなわち音データは、入力データメモリ152に記憶される。入力データメモリ152の音線データは、2次元領域206の1スキャンすなわち1フレーム (frame) ごとにDSC154で走査変換されて画像メモリ156に書き込まれる。その際、画像メモリ156には、各スキャンごとに得られた画像が別々の領域に書き込まれる。以下、各スキャンごとに得られた画像をフレーム画像ともいう。

【0032】CPU140は、これら複数のフレーム画像を加算することにより合成フレーム画像を生成する。あるいは、複数のフレーム画像を加算する代わりに、フレーム画像の各ピクセル (pixel) ごとに、複数のフレーム画像を通じての画像データの最大値を抽出し、それら最大値を持つピクセルによって合成フレーム画像を生成するようにしてもよい。

【0033】合成フレーム画像はディスプレイメモリ158に書き込まれる。ディスプレイメモリ158の合成フレーム画像は表示部46に出力される。表示部46は、このフレーム画像を可視像として表示する。表示部46は、カラー (color) 画像が表示可能なCRT (cathode-ray tube) を用いたグラフィックディスプレイ (graphic display) 等で構成される。

【0034】CPU140は、合成フレーム画像をディスプレイメモリ158に書き込むときに、合成フレーム画像の輝度値を調節することが、表示画像の輝度の飽和を回避する点で好ましい。

【0035】以上の送受信部36、Bモード処理部40、画像処理部44および表示部46には制御部48が接続されている。制御部48は、それら各部に制御信号を与えてその動作を制御する。制御部48には、被制御の各部から各種の報知信号が入力される。制御部48による制御の下でBモード動作が実行される。

【0036】制御部48には操作部50が接続されている。操作部50は使用者によって操作され、制御部48に適宜の指令や情報を入力するようになっている。操作部50は、例えばキーボード (keyboard) やポインティングデバイス (pointing device) およびその他の操作具を備えている。

【0037】本装置の動作を説明する。図8に、本装置の動作のフロー (flow) 図を示す。同図に示すよう

に、ステージ (stage) 802 で、MI 逐次増加によるスキャンを行う。すなわち、メカニカルインデックス MI をスキャン単位で逐次増加させながら 2 次元領域 206 をスキャンする。メカニカルインデックス MI の増加に伴って送波超音波ビームの焦点距離を逐次増加させてもよい。これによって、造影剤の破壊をより効果的に行うことができる。

【0038】2 次元領域 206 には、例えば図 9 に示すように、造影剤普及範囲 9 が存在するものとする。このような 2 次元領域 206 について、メカニカルインデックス MI (および焦点距離) を逐次増加させながらスキャンが行われる。

【0039】このスキャンは、制御部 48 による制御の下で、超音波プローブ 33 および送受信部 36 によって行われる。超音波プローブ 33 および送受信部 36 からなる部分は、本発明における送受信手段の実施の形態の一例である。

【0040】このようなスキャンによって得られたエコー受信信号に基づいて、ステージ 804 で、フレーム画像を生成する。フレーム画像はスキャンごとにそれぞれ生成される。フレーム画像の生成は、B モード処理部 40 および画像処理部 44 によって行われる。B モード処理部 40 および画像処理部 44 からなる部分は、本発明における画像生成手段の実施の形態の一例である。

【0041】各回のスキャンによって、例えば図 10 ないし図 13 に略図で示すようなフレーム画像がそれぞれ得られる。すなわち、1 回目のスキャンでは、図 10 に示すように、造影剤普及範囲 9 のうち最も浅いところが造影されて高輝度像となり、それより深いところについては造影されずに低輝度像となる。

【0042】これは、造影剤普及範囲 9 のうち最も浅いところでは造影剤が破壊されてエコーエンハンスメントが行われるが、それより深いところでは造影剤が破壊されずに気泡のままで残ることにより、超音波が著しく減衰してほとんどエコーが得られないためである。

【0043】メカニカルインデックス MI を増加させた 2 回目のスキャンでは、図 11 に示すように、造影剤普及範囲 9 のうち 1 回目より深いところが造影されて高輝度像となり、それより深いところについては造影されずに低輝度像となる。

【0044】メカニカルインデックス MI をさらに増加させた 3 回目のスキャンでは、図 12 に示すように、造影剤普及範囲 9 のうちさらに深いところが造影されて高輝度像となり、それより深いところについては造影されずに低輝度像となる。

【0045】メカニカルインデックス MI をもっと増加させた 4 回目のスキャンでは、図 13 に示すように、造影剤普及範囲 9 のうち最も深いところが造影されて高輝度像となる。

【0046】このような複数のフレーム画像をステージ*50

*806 で記憶する。フレーム画像の記憶は画像メモリ 156 に行われる。画像メモリ 156 は、本発明における記憶手段の実施の形態の一例である。

【0047】画像メモリ 156 に記憶した複数のフレーム画像を用いて、ステージ 808 で、フレーム画像合成を行う。フレーム画像の合成は、複数のフレーム画像を加算することにより行われる。これによって、図 14 に示すような合成フレーム画像が得られる。合成フレーム画像においては、造影剤普及範囲 9 が全て高輝度像となる。

【0048】複数のフレーム画像を加算する代わりに、フレーム画像の各ピクセルごとに、複数のフレーム画像を通じての画像データの最大値を抽出し、それら最大値を持つピクセルによってフレーム画像を合成しても同様な合成フレーム画像を得ることができる。フレーム画像の合成は CPU 140 によって行われる。CPU 140 は、本発明における合成手段の実施の形態の一例である。

【0049】合成されたフレーム画像についてステージ 810 で輝度調節を行う。輝度調節は CPU 140 によって行われる。CPU 140 は、本発明における輝度調節手段の実施の形態の一例である。

【0050】輝度調節されたフレーム画像をステージ 812 で表示する。フレーム画像の表示は表示部 46 によって行われる。すなわち、図 14 に示した合成フレーム画像が可視像として表示される。これによって、本装置の使用者は造影剤普及範囲 9 の全てを高輝度像として観察することができる。表示部 46 は、本発明における表示手段の実施の形態の一例である。

【0051】

【発明の効果】以上詳細に説明したように、本発明によれば、丈夫な殻を持つ造影剤を用いた場合でもその普及範囲の全てを撮影する超音波撮影装置を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の実施の形態の一例の装置のブロック図である。

【図 2】超音波トランスデューサアレイの模式図である。

【図 3】超音波パルスの波形図である。

【図 4】音線走査の概念図である。

【図 5】音線走査の概念図である。

【図 6】音線走査の概念図である。

【図 7】画像処理部のブロック図である。

【図 8】本発明の実施の形態の一例の装置の動作のフロー図である。

【図 9】造影剤普及範囲を含む 2 次元領域を示す略図である。

【図 10】フレーム画像の一例を示す略図である。

【図 11】フレーム画像の一例を示す略図である。

【図 1 2】フレーム画像の一例を示す略図である。
 【図 1 3】フレーム画像の一例を示す略図である。
 【図 1 4】合成フレーム画像の一例を示す略図である

【符号の説明】

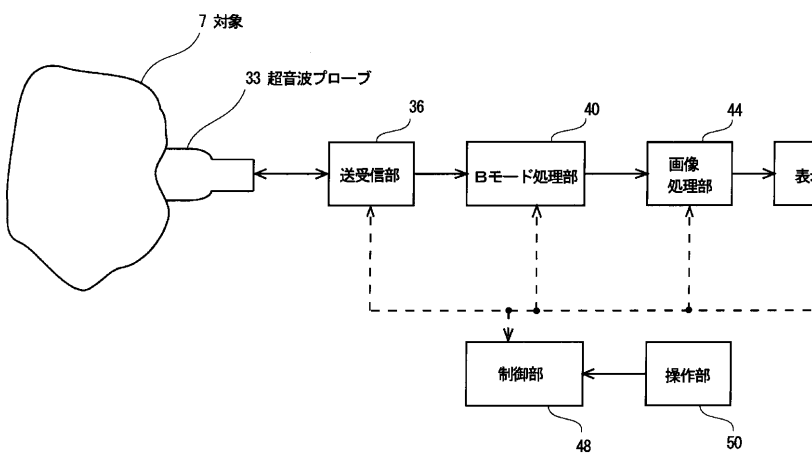
3 3	超音波プローブ
3 6	送受信部
4 0	Bモード処理部
4 4	画像処理部
4 6	表示部
4 8	制御部

```
* 5 0  操作部
1 4 0  C P U
1 4 4  メインメモリ
1 4 6  外部メモリ
1 4 8  制御部インターフェース
1 5 2  入力データメモリ
1 5 4  D S C
1 5 6  画像メモリ
1 5 8  ディスプレーメモリ
```

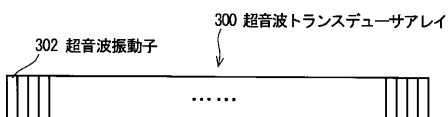
10

*

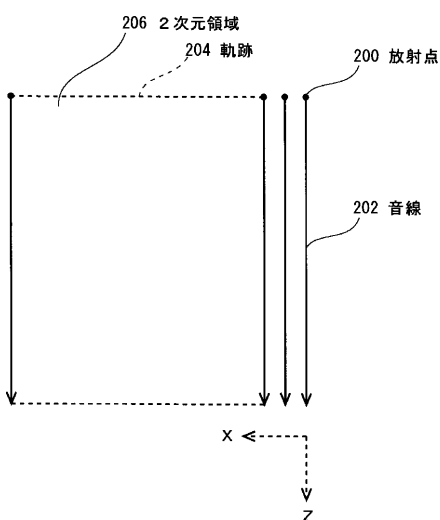
【圖 1】



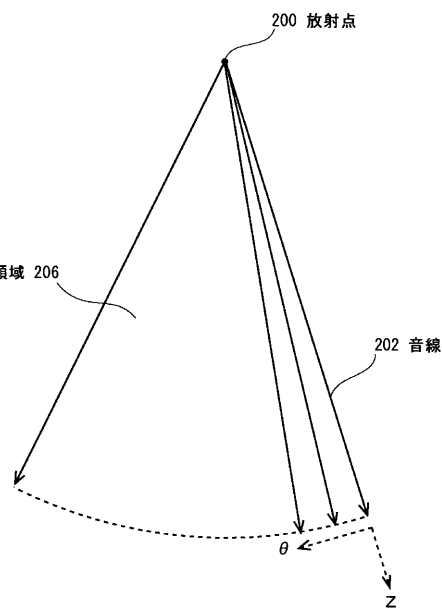
【図 2】



【図5】



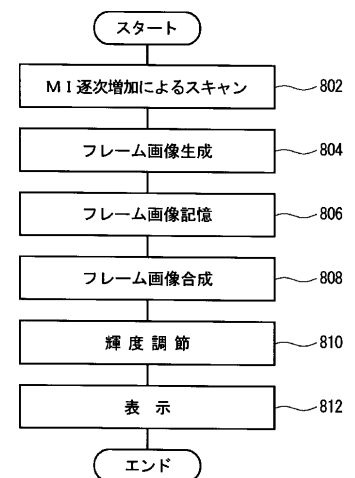
【図 4】



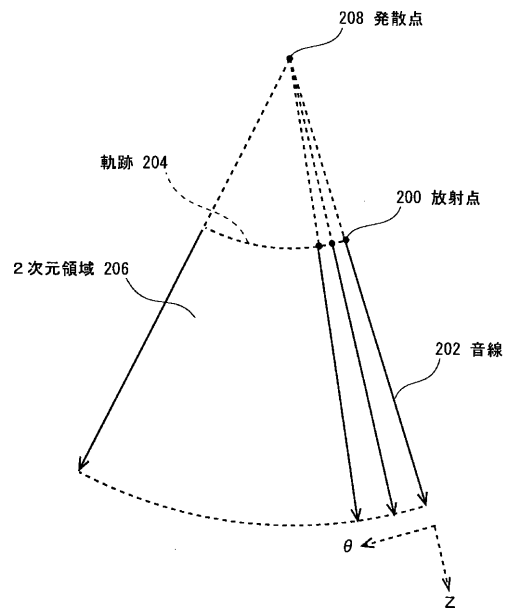
【図 3】



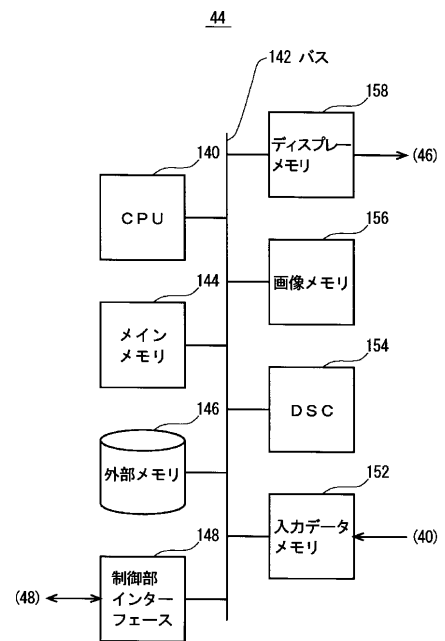
【圖 8】



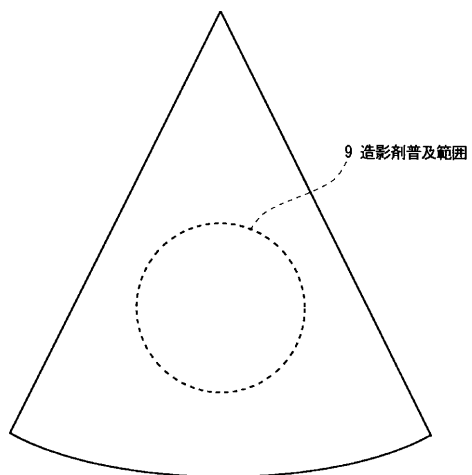
【図 6】



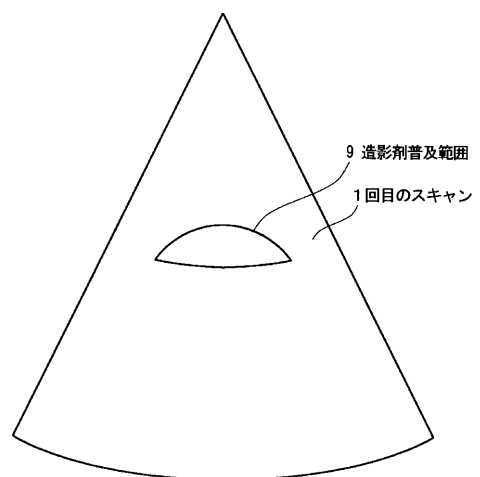
【図 7】



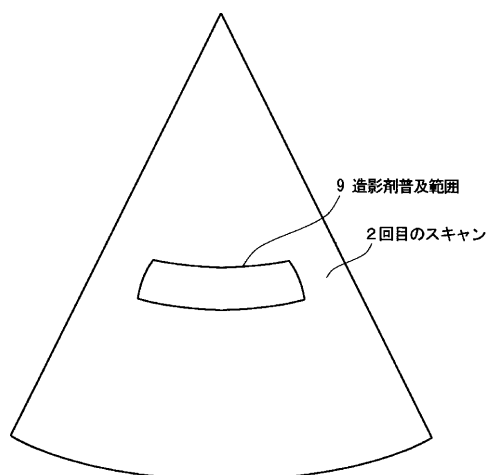
【図 9】



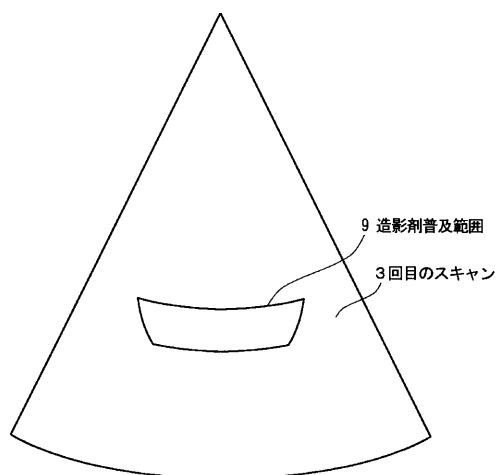
【図 10】



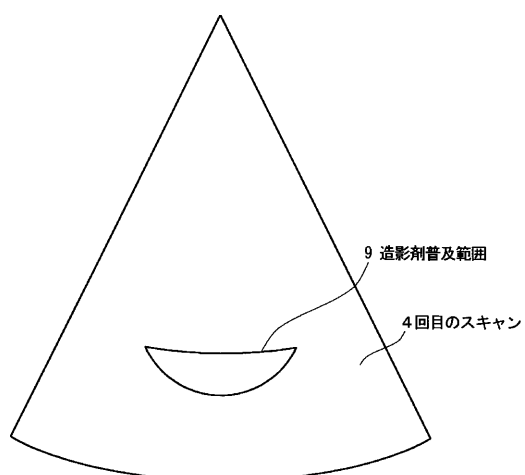
【図11】



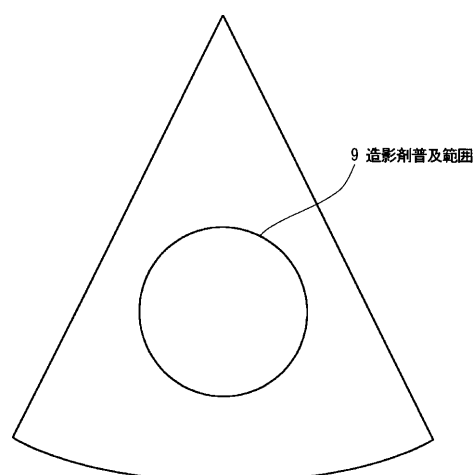
【図12】



【図13】



【図14】



フロントページの続き

(72)発明者 鈴木 陽一
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

Fターム(参考) 4C301 EE07 EE11 HH02 HH11 HH25
JB29 JB43 JC14 LL03 LL04
4C601 EE04 EE09 HH04 HH05 HH14
HH30 JB34 JB45 JB55 JC15
JC20 JC21 LL01 LL02 LL04

专利名称(译)	超声波成像设备		
公开(公告)号	JP2003190153A	公开(公告)日	2003-07-08
申请号	JP2001385612	申请日	2001-12-19
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	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C301/EE07 4C301/EE11 4C301/HH02 4C301/HH11 4C301/HH25 4C301/JB29 4C301/JB43 4C301/JC14 4C301/LL03 4C301/LL04 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/HH04 4C601/HH05 4C601/HH14 4C601/HH30 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JB55 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL04 4C601/DE06		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：实现一种即使在使用具有坚固外壳的造影剂的情况下也能对整个流行范围进行成像的超声成像设备。 解决方案：发射/接收装置（33、36），用于用超声波扫描成像表面并接收回波，同时依次增加超声波的机械指数MI，并进行每次扫描的回波接收。 分别基于信号生成图像的图像生成装置（40、44），通过将由图像生成装置生成的多个图像相加来合成图像的合成装置（44），并显示合成图像显示装置（46）。

