

(19)日本国特許庁(J P)

(12) 公開特許公報(A) (11)特許出願公開番号

特開2003 - 190152

(P2003 - 190152A)

(43)公開日 平成15年7月8日(2003.7.8)

(51)Int.Cl⁷

識別記号

F I

テームコード(参考)

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 8/00

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 7 数)

(21)出願番号 特願2001 - 385611(P2001 - 385611)

(22)出願日 平成13年12月19日(2001.12.19)

(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・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

(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)

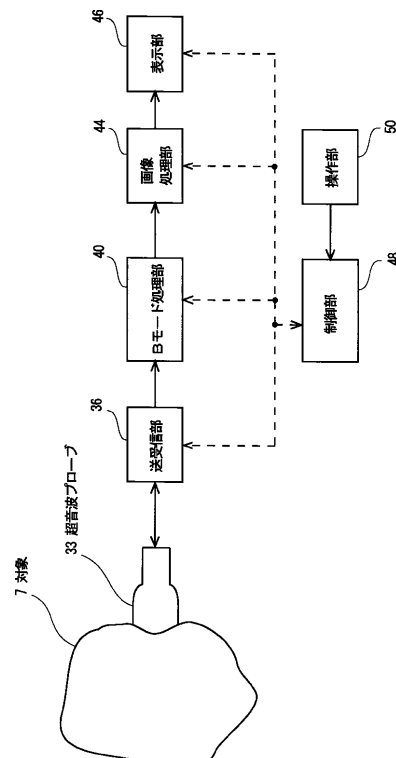
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波撮影装置

(57)【要約】

【課題】 造影剤が行き渡っている体内組織をスイープスキャンによって撮影する場合に、患部の位置を特定することが容易な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をスキャン単位で変化させるとともに撮影面の位置を連続的に変化させつつ行う送受信手段(33, 36)と、エコー受信信号のうちメカニカルインデックスMIが同一な超音波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、それぞれ生成された画像を同時に表示する表示手段(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MIをスキャン単位で変化させるとともに撮影面の位置を連続的に変化させつつ行う送受信手段と、

エコー受信信号のうちメカニカルインデックスMIが同一な超音波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、

前記それぞれ生成された画像を同時に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2】 前記送受信手段はメカニカルインデックスMIを2段階に変化させる、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】 前記メカニカルインデックスMIは一方が0.5以上であり他方が0.5未満である、ことを特徴とする請求項2に記載の超音波撮影装置。

【請求項4】 前記メカニカルインデックスMIは一方が0.8~1.9であり他方が0.02~0.3である、ことを特徴とする請求項3に記載の超音波撮影装置。

【請求項5】 前記送受信手段はメカニカルインデックスMIが大きい方の超音波によるスキャンとメカニカルインデックスMIが小さい方の超音波によるスキャンを1スキャンごとに交互に行う、ことを特徴とする請求項2ないし請求項4のうちのいずれか1つに記載の超音波撮影装置。

【請求項6】 前記送受信手段はメカニカルインデックスMIが大きい方の超音波によるスキャンとメカニカルインデックスMIが小さい方の超音波によるスキャンを複数スキャンごとに交互に行う、ことを特徴とする請求項2ないし請求項4のうちのいずれか1つに記載の超音波撮影装置。

【請求項7】 前記送受信手段はメカニカルインデックスMIが大きい方の超音波によるスキャンを複数回行うたびにメカニカルインデックスMIが小さい方の超音波によるスキャンを1回行う、ことを特徴とする請求項2ないし請求項4のうちのいずれか1つに記載の超音波撮影装置。

【請求項8】 前記送受信手段はメカニカルインデックスMIが小さい方の超音波によるスキャンを複数回行うたびにメカニカルインデックスMIが大きい方の超音波によるスキャンを1回行う、ことを特徴とする請求項2ないし請求項4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(echo)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。Bモード画像上で、例えば癌組織等のコントラスト(contrast)を強調する必要がある場合等は、血流を利用して造影剤を関心領域(ROI:Region of Interest)に行き渡らせる。造影剤は直径が数 μ m程度の微小気泡の集まりである。

【0003】このような造影剤を例えば肝臓に行き渡らせたとき、肝臓は門脈性の血管に富み造影剤がとどまりやすい組織なので、Bモード画像では正常肝組織は一様に高輝度像として表示される。これに対して、癌は動脈性の血流に富み造影剤が流出しやすい組織であるから、周囲の正常組織よりも低輝度の像として表示され識別が容易になる。

【0004】超音波撮影によって例えば肝癌等の有無を検査する場合は、Bモード画像の撮影個所を肝臓全体にわたって連続的に変化させながら撮影を行う。このような撮影は全肝スイープスキャン(sweep scan)とも呼ばれる。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】全肝スイープスキャンによって癌を発見したとき、それが肝臓のどの部分にできたものであるかを特定しなければならないが、肝臓の正常部分は一様な高輝度像となっているので癌の位置を特定することが困難である。

【0006】そこで、本発明の課題は、造影剤が行き渡っている体内組織をスイープスキャンによって撮影する場合に、患部の位置を特定することが容易な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】上記の課題を解決するための発明は、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MIをスキャン単位で変化させるとともに撮影面の位置を連続的に変化させつつ行う送受信手段と、エコー受信信号のうちメカニカルインデックスMIが同一な超音波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、前記それぞれ生成された画像を同時に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】本発明では、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をスキャン単位で変化させるとともに撮影面の位置を連続的に変化させつつ行い、エコー受信信号のうちメカニカルインデックスMIが同一な超音波のエコー受信信号に基づいてそれぞれ画像を生成して表示する。メカニカルインデックスMIが小さい方の超音波のエコーに基づく画像は造影剤の有無に関わらず組織の構

造を示すものとなる。この画像をメカニカルインデックスMIが大きい方の超音波のエコーに基づく画像と同時に表示することにより、観察者が患部の位置を特定することが容易になる。

【0009】前記送受信手段はメカニカルインデックスMIを2段階に変化させることが、大小2種類のメカニカルインデックスMIの超音波で撮影を行う点で好ましい。前記メカニカルインデックスMIは一方が0.5以上であり他方が0.5未満であることが、造影剤からのエコーに明確な差を生じさせる点で好ましい。

【0010】前記メカニカルインデックスMIは一方が0.8~1.9であり他方が0.02~0.3であることが、造影剤からのエコーにさらに明確な差を生じさせる点で好ましい。

【0011】前記送受信手段はメカニカルインデックスMIが大きい方の超音波によるスキャンとメカニカルインデックスMIが小さい方の超音波によるスキャンを1スキャンごとに交互に行うことが、2つのスキャンの頻度を平等にする点で好ましい。

【0012】前記送受信手段はメカニカルインデックスMIが大きい方の超音波によるスキャンとメカニカルインデックスMIが小さい方の超音波によるスキャンを複数スキャンごとに交互に行うことが、両スキャンの頻度を適宜に配分する点で好ましい。

【0013】前記送受信手段はメカニカルインデックスMIが大きい方の超音波によるスキャンを複数回行うたびにメカニカルインデックスMIが小さい方の超音波によるスキャンを1回行うことが、大MI重視のスキャンを行う点で好ましい。

【0014】前記送受信手段はメカニカルインデックスMIが小さい方の超音波によるスキャンを複数回行うたびにメカニカルインデックスMIが大きい方の超音波によるスキャンを1回行うことが、小MI重視のスキャンを行う点で好ましい。

【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の診断部位例えば肝臓等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】送波超音波のメカニカルインデックスMIの変更は大小2段階で行われる。本書では、MI=0.5を大MIとし、MI<0.5を小MIとする。あるいは、MI=0.8~1.9を大MIとし、MI=0.02~0.3を小MIとするのが、メカニカルインデックスMIの大小差を明確にする点で好ましい。

【0023】大MIの超音波パルスは造影剤を破壊する。造影剤の破壊は主として負の音圧によって行われる。造影剤の破壊に伴って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、エコーエンハンス(echo enhancement)が行われる。これに対して、小MIの超音波パルスは造影剤を破壊しない。したがってエコーエンハンスメントは行われ

【0024】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を方向に走査し、いわゆるセクタスキャン(se

ctor scan)を行う。

【0025】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。

【0026】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を方向に走査して、いわゆるコンベックススキャンが行えるのはいうまでもない。

【0027】このような2次元領域206のスキャンを、超音波プローブ33の傾きまたは位置を連続的に変化させながら行うことにより、体内でのスキャン面すなわち撮影面の位置を連続的に変化させることができる。すなわち、スイープスキャンを行うことができる。スイープスキャンは専用のスイープ機構や使用者の手動走査等によって行われる。

【0028】スイープスキャン時には、大MIの超音波パルスによる2次元領域206のスキャンと、小MIの超音波パルスによる2次元領域206のスキャンとが交互に行われる。スキャンの交代は、例えば2次元領域206の1スキャンごとに行われる。なお、スキャンの交代は、それぞれ所定の複数スキャンごとに行うようにしてもよい。あるいは、大MIの超音波パルスによる2次元領域206のスキャンを複数回行うごとに小MIのスキャンを1回行うようにしてもよく、その逆でもよい。

【0029】以下、大MIの超音波パルスによる2次元領域206のスキャンを大MIスキャンともいい、小MIの超音波パルスによる2次元領域206のスキャンを小MIスキャンともいう。

【0030】大MIスキャン時には、送波超音波の音圧が高くまた造影剤によるエコーエンハンスメントがあるために、高レベルのエコーが得られる。これに対して、小MIスキャン時には、送波超音波の音圧が低くまた造影剤によるエコーエンハンスメントもないために低レベルのエコーが得られる。なお、小MIスキャン時には、大MIスキャン時よりもエコー受信のゲイン(gain)高めることが好ましい。

【0031】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。

【0032】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。

【0033】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。

【0034】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。

【0035】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。

【0036】その際、画像メモリ156には、大MIスキャンによって得られた画像と小MIスキャンによって得られた画像が別々な領域に書き込まれる。以下、大MIスキャンによって得られた画像を大MI画像ともいい、小MIスキャンによって得られた画像を小MI画像ともいう。大MI画像は造影剤によるエコーエンハンスメントにより造影剤普及部位が高輝度になっている。これに対して、小MI画像は造影剤によるエコーエンハンスメントがないので造影剤普及部位がとくに高輝度となることはない。

【0037】画像メモリ156における大MI画像および小MI画像は、ディスプレイメモリ158を通じて表示部46に出力される。表示部46は、大MI画像および小MI画像を同時に表示する。同時表示は、例えば大

M I 画像および小M I 画像を並べて表示すること等により行われる。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。

【0038】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。

【0039】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。

【0040】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、大M I / 小M I 交互スキャンによるスイープスキャンを行う。すなわち、大M I スキャンおよび小M I スキャンを交互に行いながら、スキャン面の位置を連続的に変化させるスイープスキャンを行う。

【0041】交互スキャンにおける大M I スキャンと小M I スキャンの割合は、1:1とするのが両スキャンの頻度を平等にする点で好ましい。m:nとすれば両スキャンの頻度を適宜に配分することができる。n:1とすれば大M I スキャン重視のスキャンを行うことができ、1:nとすれば小M I スキャン重視のスキャンを行うことができる。

【0042】このスイープスキャンは、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。

【0043】このようなスイープ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、大M I 画像および小M I 画像をそれぞれ生成する。大M I 画像および小M I 画像の生成は、制御部48による制御の下で、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。

【0044】これら大M I 画像および小M I 画像をステージ806で同時表示する。大M I 画像および小M I 画像の同時表示は、制御部48による制御の下で、画像処理部44および表示部46によって行われる。画像処理部44および表示部46からなる部分は、本発明における表示手段の実施の形態の一例である。

*【0045】図9に、表示部46で同時表示される大M I 画像(a)および小M I 画像(b)の例をそれぞれ略図によって示す。同図は、肝臓を全肝スイープスキャンして肝臓等の患部を探り当てた状態を示す。

【0046】大M I 画像(a)では、患部像9は低輝度像として表示され、それ以外の正常肝組織は一樣な高輝度像として示される。これは、癌組織では動脈性の血流によって造影剤が流出しているのに対して、正常肝組織では門脈性の血流によって普及した造影剤がとどまっているためである。

【0047】小M I 画像(b)では、造影剤によるエコーエンハンスメントなしに同一スキャン面における肝臓組織の断層像が示される。この断層像にも患部像9が含まれているが、必ずしも明瞭に描出されるとは限らない。この画像は、むしろ、同一スキャン面における肝臓組織の構造を示していることに意義がある。

【0048】なお、大M I 画像(a)と小M I 画像(b)の間にはフレームレート(frame rate)に応じた時間差があるが、フレームレートはスキャン面のスイープ速度に比べてはるかに高速なので、フレーム間の時間差によるスキャン面の位置の相違は問題にならない。

【0049】観察者は、大M I 画像(a)から患部の範囲とスキャン面内での位置を把握することができ、小M I 画像(b)からは解剖学的知識に基づいて体内での患部の位置を特定することができる。すなわち、2つの画像を併用することにより癌の有無に加えてその位置を明確に特定することができる。

【0050】全肝スイープによって撮影した画像はシネメモリ(cine memory)等に記憶しておくのがよい。このようにすることにより、記憶画像を後で再生しながらあらためて診断を行うことが可能となる。

【0051】以上、肝臓の全肝スイープ撮影を例にとって本発明を説明したが、本装置で撮影可能な部位は肝臓に限るものではない。

【0052】

【発明の効果】以上詳細に説明したように、本発明によれば、造影剤が行き渡っている体内組織をスイープスキャンによって撮影する場合に、患部の位置を特定することが容易な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。

*50 【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】表示画像の一例を示す略図である。

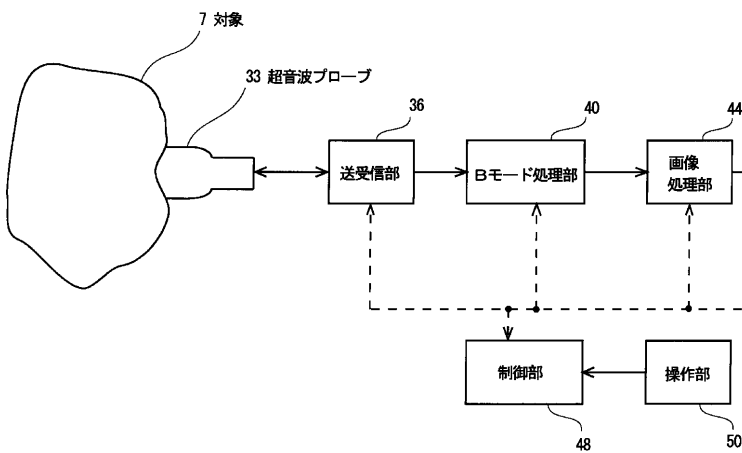
【符号の説明】

- 33 超音波プローブ
- 36 送受信部
- 40 Bモード処理部
- 44 画像処理部
- 46 表示部
- 48 制御部

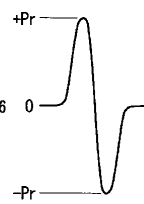
- * 50 操作部
- 140 CPU
- 144 メインメモリ
- 146 外部メモリ
- 148 制御部インターフェース
- 152 入力データメモリ
- 154 DSC
- 156 画像メモリ
- 158 ディスプレーメモリ

* 10

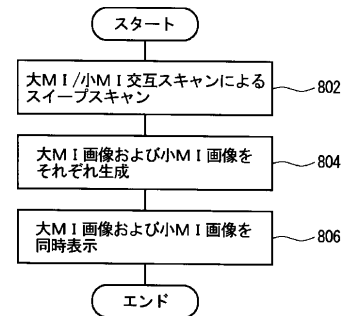
【図1】



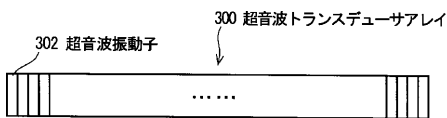
【図3】



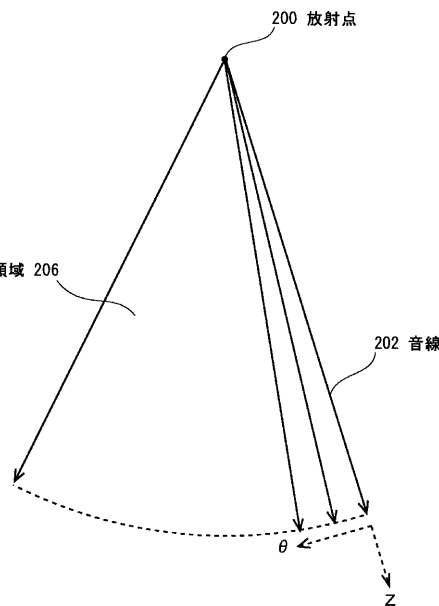
【図8】



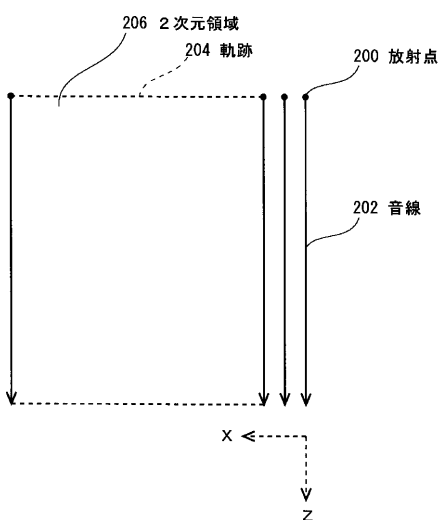
【図2】



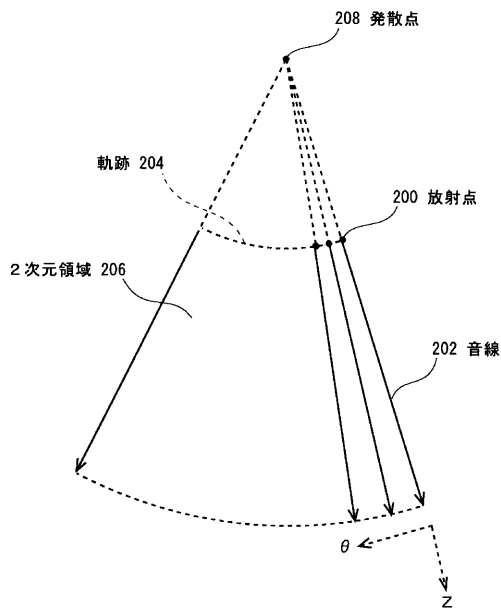
【図4】



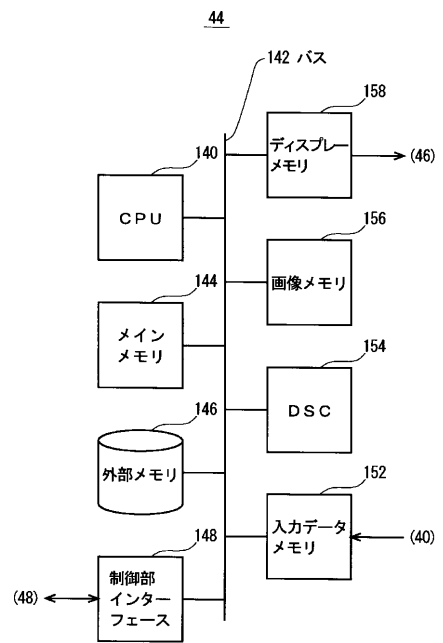
【図5】



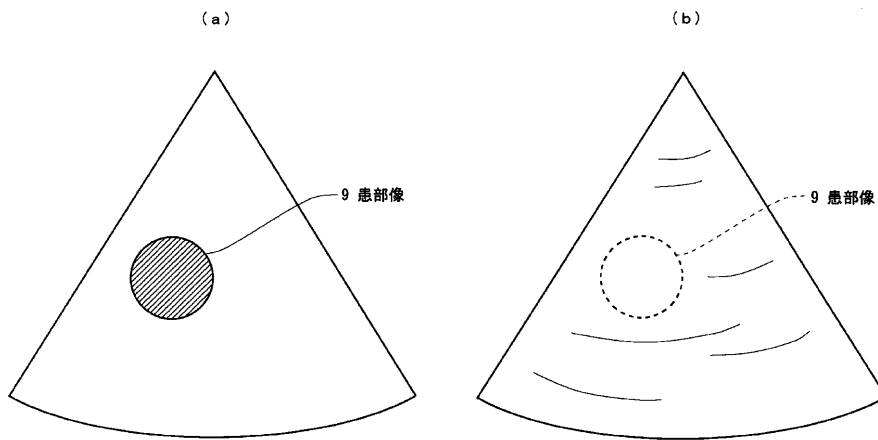
【図6】



【図7】



【図9】



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 EE11 HH02 HH09 HH11 HH60
 JB29 JC14 KK13
 4C601 EE09 HH04 HH05 HH14 HH40
 JB34 JB45 JC15 JC20 JC21
 KK23 KK25

专利名称(译)	超声波成像设备		
公开(公告)号	JP2003190152A	公开(公告)日	2003-07-08
申请号	JP2001385611	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/EE11 4C301/HH02 4C301/HH09 4C301/HH11 4C301/HH60 4C301/JB29 4C301/JC14 4C301/KK13 4C601/EE09 4C601/HH04 4C601/HH05 4C601/HH14 4C601/HH40 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/KK23 4C601/KK25 4C601/DE06		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：实现一种超声波成像装置，其中当通过扫描扫描成像有造影剂的身体组织时，容易指定患部的位置。发射和接收装置（33）用超声波扫描成像平面的内部并接收回波，同时改变扫描单元中超声波的机械指标MI并连续改变成像平面的位置。 ，36）和图像产生装置（40、44），用于基于回波接收信号中具有相同机械指数MI的超声波的回波接收信号来产生图像，以及用于同时显示所产生的图像的显示器。均值（46）。

