

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-194962
(P2004-194962A)

(43) 公開日 平成16年7月15日(2004.7.15)

(51) Int.Cl.⁷
A61B 8/00

F I
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C301
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2002-367845 (P2002-367845)
(22) 出願日 平成14年12月19日(2002.12.19)

(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
(74) 代理人 100085187
弁理士 井島 藤治
(74) 代理人 100090424
弁理士 鮫島 信重

最終頁に続く

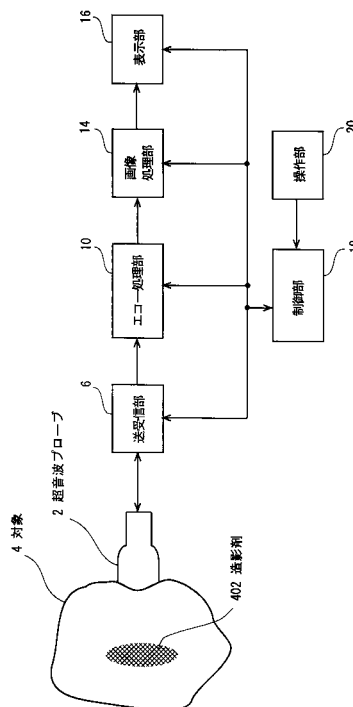
(54) 【発明の名称】 超音波撮影装置

(57) 【要約】

【課題】 造影撮影部位の判別が容易な超音波撮影装置を実現する。

【解決手段】 対象の内部を超音波でスキャンしエコー信号に基づいて画像を生成する撮影手段(2~16)と、撮影手段に造影撮影を行わせる制御手段(18)と、撮影手段に造影撮影中に一時的にBモード撮影を行わせる割り込み手段(18, 20)とを有する。割り込み手段は使用者の操作に応じて割り込みを行う。使用者の操作は専用キーの操作あるいは兼用キーの操作である。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

対象の内部を超音波でスキャンしエコー信号に基づいて画像を生成する撮影手段と、前記撮影手段に造影撮影を行わせる制御手段と、前記撮影手段に造影撮影中に一時的にBモード撮影を行わせる割り込み手段と、を具備することを特徴とする超音波撮影装置。

【請求項 2】

前記割り込み手段は使用者の操作に応じて割り込みを行う、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】

前記操作は専用キーの操作である、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】

前記操作は兼用キーの操作である、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 5】

前記兼用キーの操作はフリーズキーの操作である、ことを特徴とする請求項 4 に記載の超音波撮影装置。

【請求項 6】

前記フリーズキーの操作はフリーズ開始操作またはフリーズ解除操作のうちの少なくともいずれかである、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】

前記兼用キーの操作はシネキーの操作である、ことを特徴とする請求項 4 に記載の超音波撮影装置。

【請求項 8】

前記シネキーの操作はシネ記憶開始操作またはシネ記憶終了操作のうちの少なくともいずれかである、ことを特徴とする請求項 7 に記載の超音波撮影装置。

【請求項 9】

前記撮影手段は、1音線あたり2回受信するエコー同士の重み付け加算によって得られた信号に基づいてBモード画像を生成する、ことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 8 のうちのいずれか 1 つに記載の超音波撮影装置。

【請求項 10】

前記撮影手段は、1音線あたり2回受信するエコーのうち2回目に受信するエコーに基づいてBモード画像を生成する、ことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 8 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、特に、造影剤を用いて撮影を行う超音波撮影装置に関する。

【0002】**【従来の技術】**

超音波撮影装置による造影撮影は、造影剤が発生する特有のエコー信号を利用することにより行われる（例えば、特許文献 1 参照）。

【0003】**【特許文献 1】**

10

20

30

40

50

特開 2002 - 272741 号公報 (第 3 , 6 頁、図 1 , 1 1)

【 0 0 0 4 】

【 発明が解決しようとする課題 】

造影撮影によって得られた画像は、造影剤の集合状態のみを示し、体内の構造を示さない
ので、撮影部位の判別が困難になる。これは、記録した造影画像に基づいて診断を行う場
合等に特に不便である。

【 0 0 0 5 】

そこで、本発明の課題は、造影撮影部位の判別が容易な超音波撮影装置を実現すること
である。

【 0 0 0 6 】

【 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本発明は、対象の内部を超音波でスキャンしエコー信号に基
づいて画像を生成する撮影手段と、前記撮影手段に造影撮影を行わせる制御手段と、前記
撮影手段に造影撮影中に一時的に B モード撮影を行わせる割り込み手段と、を具備するこ
とを特徴とする超音波撮影装置である。

【 0 0 0 7 】

本発明では、割り込み手段により、造影撮影中に撮影手段に一時的に B モード撮影を行
わせるので、造影画像に加えて体内構造を示す画像も得られる。このため、造影撮影部位
の判別が容易となる。

【 0 0 0 8 】

前記割り込み手段は使用者の操作に応じて割り込みを行うことが、Bモード撮影を随意に
行う点で好ましい。前記操作は専用キーの操作であることが、Bモード撮影を意識的行
う点で好ましい。前記操作は兼用キーの操作であることが、Bモード撮影を他の目的のキ
ー操作に連動して行う点で好ましい。

【 0 0 0 9 】

前記兼用キーの操作はフリーズキーの操作であることが、フリーズに連動して行う点で好
ましい。前記フリーズキーの操作はフリーズ開始操作またはフリーズ解除操作のうちの少
なくともいずれかであることが、フリーズ開始操作またはフリーズ解除操作のうちの少
なくともいずれかに連動して行う点で好ましい。

【 0 0 1 0 】

前記兼用キーの操作はシネキーの操作であることが、シネ記憶に連動して行う点で好ま
しい。前記シネキーの操作はシネ記憶開始操作またはシネ記憶終了操作のうちの少な
くともいずれかであることが、シネ記憶開始操作またはシネ記憶終了操作のうちの少
なくともいずれかに連動して行う点で好ましい。

【 0 0 1 1 】

前記撮影手段は、1音線あたり2回受信するエコー同士の重み付け加算によって得られた
信号に基づいてBモード画像を生成することが、低MIの超音波によるBモード撮影を効
果的に行う点で好ましい。前記撮影手段は、1音線あたり2回受信するエコーのうち2回
目に受信するエコーに基づいてBモード画像を生成することが、高MIの超音波によるB
モード撮影を効果的に行う点で好ましい。

【 0 0 1 2 】

【 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 (b l o c k) 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。

【 0 0 1 3 】

図1に示すように、本装置は、超音波プローブ2を有する。超音波プローブ2は、図示し
ない複数の超音波トランスデューサ (t r a n s d u c e r) のアレイ (a r r a y) を
有する。個々の超音波トランスデューサは例えば P Z T (チタン (T i) 酸ジルコン (Z

10

20

30

40

50

r) 酸鉛) セラミックス (ceramics) 等の圧電材料によって構成される。超音波プローブ 2 は、使用者により対象 4 に当接して使用される。対象 4 の関心領域には血流を利用して造影剤 402 が供給されている。造影剤 402 としては、微小な気泡を主体とするものが用いられる。

【0014】

超音波プローブ 2 は送受信部 6 に接続されている。送受信部 6 は、超音波プローブ 2 に駆動信号を与えて超音波を送波させる。送受信部 6 は、また、超音波プローブ 2 が受波したエコー信号を受信する。

【0015】

送受信部 6 は、信号強度が小さな駆動信号を供給できるようになっている。信号強度は、それによって発生する超音波のメカニカルインデックス (MI: mechanical index) が、造影剤が破壊する MI を下まわるように設定されている。以下、そのような超音波を低 MI 超音波ともいう。低 MI 超音波は、低 MI 系の造影剤に対して用いられる。

10

【0016】

送受信部 6 は、また、信号強度が大きな駆動信号を供給できるようになっている。信号強度は、それによって発生する超音波の MI が、造影剤が破壊する MI を上まわるように設定されている。以下、そのような超音波を高 MI 超音波ともいう。高 MI 超音波は、高 MI 系の造影剤に対して用いられる。

【0017】

送受信部 6 は、例えば図 2 に示すような走査を行う。すなわち、放射点 200 から z 方向に延びる音線 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 (sector scan) を行う。

20

【0018】

送波および受波のアーチャ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 3 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。

【0019】

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 4 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。

30

【0020】

造影撮影においては、上記のようなスキャンが、1 音線あたり 2 回の送受信によって行われる。低 MI 超音波を用いるときは、1 回目と 2 回目で超音波の位相が 180° 違えられる。高 MI 超音波を用いるときは、2 回とも同位相とされる。

【0021】

送受信部 6 はエコー処理部 10 に接続されている。送受信部 6 から出力される音線ごとのエコー受信信号は、エコー処理部 10 に入力される。エコー処理部 10 はエコー信号を処理して画像データを形成する。エコー処理部 10 は、次のようにして、造影画像データおよび B モード画像データを形成する。

40

【0022】

まず、造影画像データの形成について説明すれば、低 MI の超音波を用いる場合は、1 音線あたり 2 回受信するエコー同士の加算を行う。1 回目のエコーと 2 回目のエコーは位相が互いに逆になるので、加算により基本波成分が相殺され第 2 高調波等の偶数調波成分だけが倍加されて得られる。偶数調波成分は造影剤特有のエコーであるから、このような処理により造影剤エコーが抽出され、それに基づいて造影画像データが形成される。

50

【0023】

高MIの超音波を用いる場合は、1音線あたり2回受信するエコー同士の減算を行う。1回目のエコーには造影剤の破壊にともなって発生するエコーが含まれ、2回目のエコーには造影剤がすでに破壊したことにより造影剤エコーは含まれない。したがって、減算により両エコーに共通に含まれるエコーすなわち体内組織からのエコーが相殺され、造影剤エコーだけを得ることができる。

【0024】

次に、Bモード画像データの形成について説明すれば、低MIの超音波を用いる場合は1音線あたり2回受信するエコーについて、それぞれの重みを変えて加算を行う。重みを変えることにより基本波成分は相殺されなくなるので、体内組織からのエコーを得ることができる。あるいは、いずれか1回分のエコーを利用するしてもよい。このような処理により組織エコーが抽出され、それに基づいてBモード画像データが形成される。

10

【0025】

高MIの超音波を用いる場合は、2回目のエコーだけを利用する。2回目のエコーは、造影剤がすでに破壊したことにより体内組織からのエコーだけとなっている。なお、Bモード画像データは、通常のBモード撮影を行って得るようにしてもよい。

【0026】

エコー処理部10は画像処理部14に接続されている。画像処理部14は、エコー処理部10から入力されるデータに基づいて、画像を生成する。生成される画像は、造影画像またはBモード画像である。

20

【0027】

画像処理部14は、図5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。

【0028】

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当たって使用する種々のデータも記憶されている。後述のシネ(cine)画像も外部メモリ146に記憶される。

30

【0029】

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18と制御信号の授受を行う。

【0030】

エコー処理部10およびドップラ処理部12から音線ごとに入力された造影画像データおよびBモード画像データは、入力データメモリ152にそれぞれ記憶される。入力データメモリ152のデータは、DSC154で走査変換されて画像メモリ156に記憶される。画像メモリ156のデータはディスプレイメモリ158を通じて表示部16に出力される。

40

【0031】

画像処理部14には表示部16が接続されている。表示部16は、画像処理部14から画像信号が与えられ、それに基づいて画像を表示するようになっている。表示部16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。

【0032】

以上の送受信部6、エコー処理部10、ドップラ処理部12、画像処理部14および表示

50

部 1 6 には制御部 1 8 が接続されている。制御部 1 8 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 1 8 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 1 8 の制御の下で、B モード動作およびドップラモード動作が実行される。

【 0 0 3 3 】

制御部 1 8 には操作部 2 0 が接続されている。操作部 2 0 は使用者によって操作され、制御部 1 8 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 2 0 は、例えばキーボード (k e y b o a r d) やポインティングデバイス (p o i n t i n g d e v i c e) およびその他の操作具を備えている。

【 0 0 3 4 】

超音波プローブ 2、送受信部 6、エコー処理部 1 0、画像処理部 1 4 および表示部 1 6 からなる部分は、本発明における撮影手段の実施の形態の一例である。制御部 1 8 は、本発明における制御手段の実施の形態の一例である。制御部 1 8 および操作部 2 0 からなる部分は、本発明における割り込み手段の実施の形態の一例である。

【 0 0 3 5 】

本装置の動作を説明する。図 6 に、本装置の動作のフロー (f l o w) 図を示す。同図に示すように、ステップ (s t e p) 6 0 1 で造影撮影が行われる。造影撮影は、低 M I 系の造影剤に対しては低 M I 超音波を用いて行われ、高 M I 系の造影剤に対しては高 M I 超音波を用いて行われる。

【 0 0 3 6 】

次に、ステップ 6 0 3 で、撮影終了か否かの判定が行われ、N o の場合は、ステップ 6 0 5 で、B モード要求の有無が判定される。B モード要求がないときはステップ 6 0 1 に戻る。

【 0 0 3 7 】

B モード要求がなくかつ撮影終了でない間は、以上のステップ 6 0 1 ~ 6 0 5 の処理が繰り返される。これによって、造影撮影が継続され、表示部 1 6 に造影画像が表示される。造影画像は必要に応じてシネ画像として記憶される。シネ画像の記憶は例えば画像処理部 1 4 の外部メモリ 1 4 6 等に行われる。

【 0 0 3 8 】

このような造影撮影の途中で、使用者は、必要に応じて B モード要求を行う。B モード要求は、例えば、操作部における専用のキーを操作することによって行われる。

【 0 0 3 9 】

B モード要求が行われたとき、ステップ 6 0 5 でに判定に基づいてステップ 6 0 7 で B モード撮影が行われる。B モード撮影は、使用者がキーを押している間継続的に行われ、キーを離すと造影画像に戻る。

【 0 0 4 0 】

B モード撮影は、前述したように、低 M I 超音波による撮影時には、1 音線あたり 2 回のエコーを重み付け加算することによって行われ、高 M I 超音波による撮影時には、1 音線あたり 2 回目のエコーを利用することによって行われる。

【 0 0 4 1 】

B モード撮影によって、B モード画像すなわち造影撮影を行っている部位の断層像が表示部 1 4 に表示される。使用者はこの画像に基づいて撮影部位を確認することができる。このような、途中で適宜 B モード撮影を割り込ませた造影撮影が撮影終了まで行われる。

【 0 0 4 2 】

B モード要求は、フリーズ (f r e e z e) キー操作に連動させるようにしてもよい。すなわち、造影撮影中に使用者が画像のフリーズ操作を行ったとき、それに連動して B モード要求を発生させる。B モード要求は、フリーズ開始操作もしくはフリーズ解除操作のいずれか、または、両方で行うようにしてもよい。このようにすれば、あらためて B モード要求を出さなくても自動的に B モード撮影が行われ、その画像がフリーズ画像とともに表示される。

【 0 0 4 3 】

Bモード要求は、また、シネキー操作に連動させるようにしてもよい。すなわち、造影撮影中に使用者がシネ画像の記憶操作を行ったとき、それに連動してBモード要求を発生させる。Bモード要求は、シネ記憶開始操作もしくはシネ記憶停止操作のいずれか、または、両方で行うようにしてもよい。このようにすれば、あらためてBモード要求を出さなくても自動的にBモード撮影が行われ、その画像がシネ画像とともに記憶される。Bモード画像をともなうことにより、シネ画像を後で再生した場合でも撮影部位の確認が容易になる。

【0044】

以上のようにして撮影されたBモード画像は、造影画像に並べて常時表示するようにしてもよく、あるいは、表示色を変えて造影画像の背景として表示するようにしてもよい。これによって、撮影部位の把握をいっそう容易にすることができる。

10

【0045】

【発明の効果】

以上詳細に説明したように、本発明によれば、造影撮影部位の判別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】音線走査の模式図である。

【図3】音線走査の模式図である。

【図4】音線走査の模式図である。

20

【図5】画像処理部のブロック図である。

【図6】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。

【符号の説明】

2 超音波プローブ

4 対象

402 造影剤

6 送受信部

10 エコー処理部

14 画像処理部

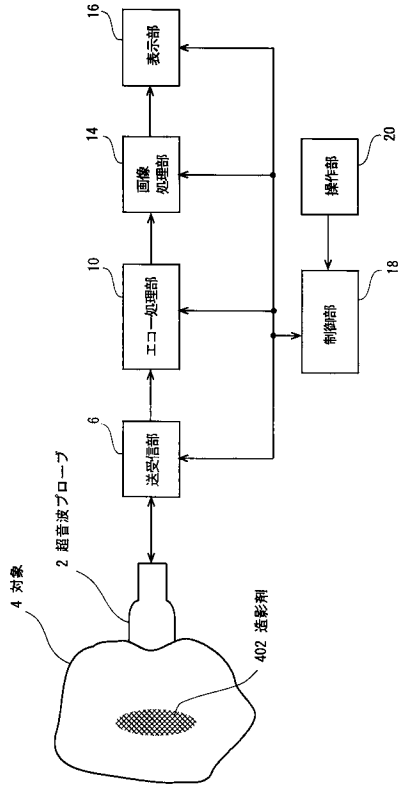
16 表示部

30

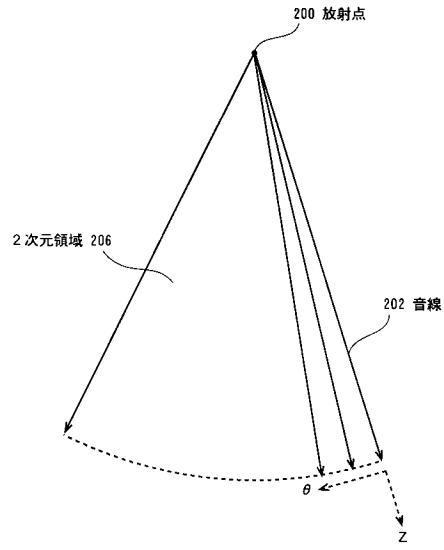
18 制御部

20 操作部

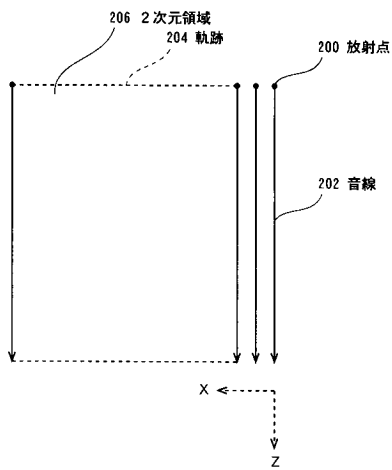
【 図 1 】



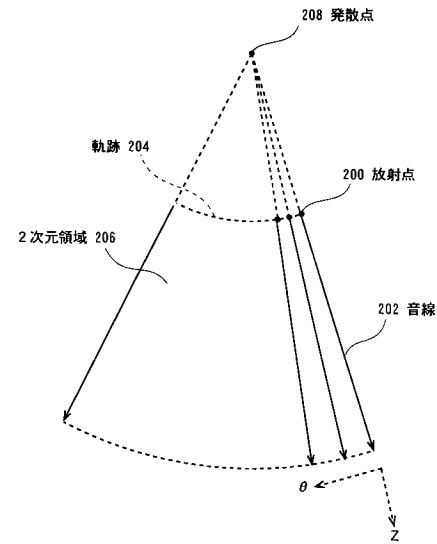
【 図 2 】



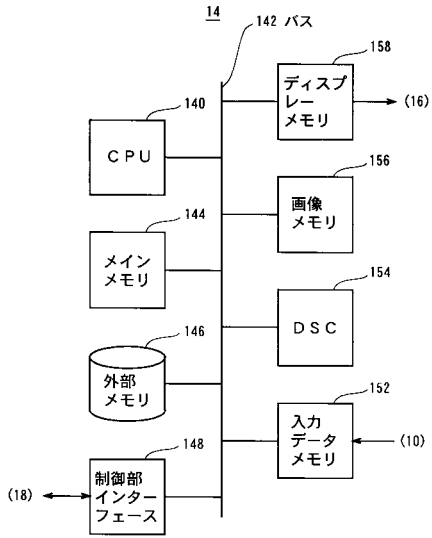
【 図 3 】



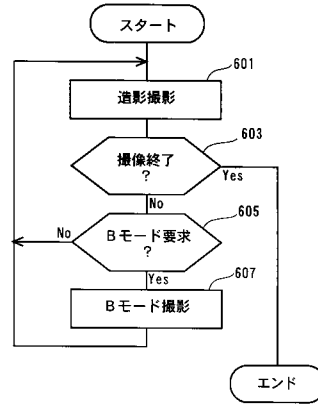
【 図 4 】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

- (72)発明者 橋本 浩
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
- (72)発明者 地挽 隆夫
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
- (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
- Fターム(参考) 4C301 AA02 CC01 CC02 EE11 EE13 HH02 HH11 HH60 KK01
4C601 EE09 EE11 HH04 HH05 HH14 HH40 KK01 KK12

专利名称(译)	超声波成像设备		
公开(公告)号	JP2004194962A	公开(公告)日	2004-07-15
申请号	JP2002367845	申请日	2002-12-19
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	橋本浩 地挽隆夫 島崎正		
发明人	橋本 浩 地挽 隆夫 島崎 正		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/CC01 4C301/CC02 4C301/EE11 4C301/EE13 4C301/HH02 4C301/HH11 4C301/HH60 4C301/KK01 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/HH04 4C601/HH05 4C601/HH14 4C601/HH40 4C601/KK01 4C601/KK12		
代理人(译)	信茂Sameshima		
其他公开文献	JP4128862B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：实现一种容易区分对比度成像区域的超声成像设备。解决方案：成像装置（2至16），用于通过超声波扫描对象的内部并基于回波信号生成图像；控制装置（18），用于使成像装置执行对比度成像，以及成像装置。它具有中断装置（18，20），用于在拍摄期间临时执行B模式拍摄。中断装置根据用户的操作进行中断。用户的操作是专用键或组合键的操作。[选型图]图1

