

(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2006-102332

(P2006-102332A)

(43) 公開日 平成18年4月20日(2006.4.20)

(51) Int.Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

F I

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2004-295529 (P2004-295529)

(22) 出願日 平成16年10月8日 (2004.10.8)

(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・53
188・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

(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

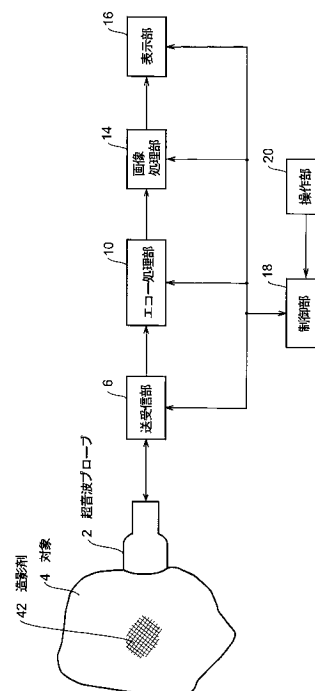
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 造影撮影において十分な造影を行うことが可能な超音波診断装置を実現する。

【解決手段】 超音波診断装置は、超音波ビームのアポダイゼーションを変更する変更手段（6，18，20）と、アポダイゼーションの状態を断層像と共にグラフィック表示する表示手段（16）とを具備する。変更手段は、予め用意された複数の候補の中からの選択によってアポダイゼーションを変更する。複数の候補は超音波ビームのフォーカス位置ごとに用意される。表示手段はアポダイゼーションの状態を音場における超音波ビームの形状として表示する。超音波ビームの形状はシュリーレン法で測定される。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

造影剤が注入された被検体を超音波ビームでスキャンして断層像を撮影する超音波診断装置であって、

超音波ビームのアポダイゼーションを変更する変更手段と、

アポダイゼーションの状態を断層像と共にグラフィック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】

前記変更手段が、予め用意された複数の候補の中からの選択によってアポダイゼーションを変更する、

10

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記複数の候補が、超音波ビームのフォーカス位置ごとに用意される、
ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記表示手段が、アポダイゼーションの状態を音場における超音波ビームの形状として表示する、

ことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 3 のうちのいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

20

前記超音波ビームの形状がシュリーレン法で測定された形状である、
ことを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

変更確定後のアポダイゼーションおよびフォーカス位置をプリセット値として記憶する記憶手段、

を具備することを特徴とする請求項 1 ないし請求項 5 のうちのいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記プリセット値が超音波ビームの音圧を含む、

ことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 8】

前記プリセット値が被検体ごとに管理される、

ことを特徴とする請求項 6 または請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【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、造影剤が注入された被検体を超音波ビーム（beam）でスキャン（scan）して断層像を撮影する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

40

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て断層像を撮影する。注目部位のコントラスト（contrast）を強調するときには、造影剤を用いた撮影が行われる（例えば、特許文献 1 参照）。

【特許文献 1】特開 2003-230559 号公報（第 3-4 頁、図 1）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

造影撮影においては、注目部位が適切に染影されるように超音波ビームのフォーカス（focus）位置や音圧が調整されるが、造影効果には患者依存性があるので、これだけでは必ずしも十分な染影効果を上げることができない。

50

【0004】

そこで、本発明の課題は、造影撮影において十分な造影を行うことが可能な超音波診断装置を実現することである。

【課題を解決するための手段】

【0005】

上記の課題を解決するための本発明は、造影剤が注入された被検体を超音波ビームでスキャンして断層像を撮影する超音波診断装置であって、超音波ビームのアポダイゼーションを変更する変更手段と、アポダイゼーションの状態を断層像と共にグラフィック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。

【0006】

10

前記変更手段が、予め用意された複数の候補の中からの選択によってアポダイゼーションを変更することが、アポダイゼーションの変更を容易にする点で好ましい。

前記複数の候補が、超音波ビームのフォーカス位置ごとに用意されることが、注目部位の深さ変化に適応する点で好ましい。

【0007】

前記表示手段が、アポダイゼーションの状態を音場における超音波ビームの形状として表示することが、アポダイゼーションの状態確認を容易にする点で好ましい。

前記超音波ビームの形状がシュリーレン法で測定された形状であることが、ビーム形状を適切に示す点で好ましい。

【0008】

20

変更確定後のアポダイゼーションおよびフォーカス位置をプリセット値として記憶する記憶手段を具備することが、プリセット値の再利用を可能にする点で好ましい。

前記プリセット値が超音波ビームの音圧を含むことが、プリセット値の内容を充実する点で好ましい。

【0009】

前記プリセット値が被検体ごとに管理されることが、その被検体の次の撮影を容易にする点で好ましい。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、超音波診断装置が、超音波ビームのアポダイゼーションを変更する変更手段と、アポダイゼーションの状態を断層像と共にグラフィック表示する表示手段とを具備するので、造影撮影において十分な造影を行うことが可能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】

【0011】

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）図を示す。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

【0012】

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。

【0013】

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には造影剤42が予め注入されている。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ビームを送波させる。送受信部6は、ま

50

た、超音波プローブ 2 が受波したエコー (e c h o) 信号を受信する。

【0014】

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 θ 方向に走査し、いわゆるセクタスキャン (s e c t o r s c a n) を行う。音線は超音波ビームの中心軸に相当する。

【0015】

送波および受波の開口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、この開口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て矩形の 2 次元領域 206 を x 方向に走査し、いわゆる
10 リニアスキャン (l i n e a r s c a n) を行う。

【0016】

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 (c o n v e x a r r a y) 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 θ 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。

【0017】

送受信部 6 は、音線 202 を中心軸とする超音波ビームを形成するためのフォーカシング (f o c u s i n g) とアポダイゼーション (a p o d i z a t i o n) を行う。フォー
20 ーカシングは、開口を構成する複数の超音波トランスデューサの送受信信号に時間差を付与することによって行われる。アポダイゼーションは、開口を構成する複数の超音波トランスデューサの送受信信号に重みを付与することによって行われる。フォーカシングによって超音波ビームのフォーカス位置が定まる。アポダイゼーションによって超音波ビームのビームの形状が定まる。

【0018】

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 が出力す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音線ごとの画像信号を形成する。

【0019】

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 から入力される画像信号に基づいて画像を生成する。画像生成にあたって、画像処理部 14 は、スキャン変換により、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。
30

【0020】

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 から出力された画像を表示する。表示部 16 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 16 は、本発明における表示手段の一例である。
40

【0021】

以上の送受信部 6、エコー処理部 10、画像処理部 14 および表示部 16 には制御部 18 が接続されている。制御部 18 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 18 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 18 による制御の下で超音波画像の撮影が遂行される。

【0022】

送受信部 6 におけるビームフォーミングも、制御部 18 によって制御される。すなわち、超音波ビームのフォーカシングおよびアポダイゼーションが制御部 18 によって制御される。また、超音波ビームの音圧も制御部 18 によって制御される。制御部 18 は、それら制御を行うための制御データ (d a t a) をメモリ (m e m o r y) に記憶している。

【0023】

超音波の反射性が造影剤と体内組織とで異なるので、造影剤を撮影するためのスキャンと体内組織を撮影するためのスキャンは別々なビームフォーミングおよび音圧で行われる。以下、造影剤を撮影するためのスキャンをコントラストスキャン (contrast scan) ともいい、体内組織を撮影するためのスキャンをBモードスキャン (B-mode scan) ともいう。

【0024】

制御部18には操作部20が接続されている。操作部20は使用者によって操作され、制御部18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20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。

10

【0025】

本装置では、コントラストスキャン時の超音波ビームのフォーカシング、アポダイゼーションおよび音圧が、使用者により調節可能になっている。以下、これについて説明する。

【0026】

図5に、コントラストスキャン時の表示画面の一例を模式的に示す。同図に示すように、画面には造影剤によって染影された部位の像402が表示される。画面には、また、アポダイゼーションの状態を示す画像404およびフォーカス設定位置を示す指標406が表示される。以下、造影剤によって染影された部位の像を染影像、アポダイゼーションの状態を示す画像をアポダイゼーション像、フォーカス設定位置を示す指標をフォーカス指標ともいう。

20

【0027】

コントラストスキャンは、単独で行うこともBモードスキャンとの併用で行うことも可能になっている。Bモードスキャンと併用する場合は、Bモード像が染影像402のバックグラウンド (background) 像として表示される。これによって、染影像402は体内組織との位置関係が明確になる。

【0028】

アポダイゼーション像404は、音場における音線方向の超音波ビームの形状を示す像であり、同図に示すように、フォーカシングによって定まるフォーカス位置に、アポダイゼーションによって定まる幅および長さで集束したビーム形状を表す。幅はフォーカスの程度を表し、長さはフォーカス範囲を表す。

30

【0029】

このようなビーム形状にはアポダイゼーションの結果が反映されているので、アポダイゼーションの状態を表す画像として好適であり、また、アポダイゼーションの効果を直観的に認識するのに都合が良い。

【0030】

なお、アポダイゼーションの状態は、ビーム形状としてではなく、図6に示すように開口における送信信号、受信信号または送受信信号の重み付けプロファイル (profile) として表示するようにしてもよい。以下、アポダイゼーションの状態をビーム形状で表す例で説明するが、重み付けプロファイルで表す場合も同様である。

40

【0031】

超音波ビームの形状は、例えばシュリーレン (Schlieren) 法等によって予め測定され、メモリに記憶されている。シュリーレン法で測定された形状を用いることにより、ビーム形状を適切に示すことができる。

【0032】

メモリには複数のアポダイゼーションに対応した複数のビーム形状がそれぞれ記憶される。ビーム形状は、また、複数のフォーカス位置ごとに測定かつ記憶される。これによって、注目部位の深さ変化に対応することができる。

【0033】

コントラストスキャン時の超音波ビームのフォーカシングやアポダイゼーションおよび

50

音圧の制御は、まずは制御データの初期設定値に基づいて行われる。したがって、アポダイゼーション像 404 およびフォーカス指標 406 は、当初は初期設定によるビームフォーミングおよびフォーカス位置を示す。

【0034】

使用者は、表示画面を観察して、染影像 402 が十分に染影されているかどうか調べる。染影像 402 が十分に染影されていればそのままスキャンを継続するが、十分な染影が得られていないときは、超音波ビームのフォーカシングやアポダイゼーションまたは音圧を変更する。それらの変更は、操作部 20 を通じて制御部 18 に指令を与えることによって行われる。送受信部 6、制御部 18 および操作部 20 からなる部分は、本発明における変更手段の一例である。

10

【0035】

なお、B モードスキャンを併用する場合は、超音波ビームのフォーカシングやアポダイゼーションおよび音圧の変更は、コントラストスキャンのみについて有効であり、B モードスキャンに関しては無効である。

【0036】

図 7 に、アポダイゼーション変更時の表示画面の例を示す。同図において、(b) は初期設定状態、(a) および (c) はそれぞれ超音波ビームのフォーカス範囲を増す方向および減じる方向にアポダイゼーションを変更した状態である。

【0037】

(a) に示すように超音波ビームのフォーカス範囲を増す方向にアポダイゼーションを変更することにより、深さ方向の合焦範囲を広げることができる。初期設定での合焦範囲が造影剤の流通範囲に比べて狭すぎるときは、このようなアポダイゼーション変更により適正な染影像 402 を得ることができる。なお、フォーカス範囲の増大にはビーム幅の増加が伴う。

20

【0038】

(c) に示すように超音波ビームのフォーカス範囲を減じる方向にアポダイゼーションを変更することにより、深さ方向の合焦範囲を狭めることができる。初期設定での合焦範囲が造影剤の流通範囲に比べて広すぎるときはこのようなアポダイゼーション変更により適正な染影像 402 を得ることができる。なお、フォーカス範囲の減少にはビーム幅の減少が伴う。

30

【0039】

このようなアポダイゼーションの変更は、メモリに記憶された複数の制御データの中からの選択によって行われる。なお、アポダイゼーションの候補は、上記のように初期状態を中心とする 3 つに限らず、5 つや 7 つ等適宜の数としてよい。アポダイゼーションの変更を、予め用意された複数の候補の中からの選択によって行うので、アポダイゼーションの変更を容易に行うことができる。

【0040】

図 8 に、フォーカシング変更時の表示画面の例を示す。同図において、(b) は初期設定状態、(a) および (c) はそれぞれ超音波ビームのフォーカス位置を遠くする方向および近くする方向にフォーカシングを変更した状態である。フォーカシングの変更は、使用者によるフォーカス指標 406 の位置変更に基づいて行われる。

40

【0041】

(a) に示すように超音波ビームのフォーカス位置を遠くする方向にフォーカシングを変更することにより、ファーフールド (far field) にフォーカスすることができる。造影剤の流通個所が初期設定でのフォーカス位置よりも遠いときは、このようなフォーカシング変更により適正な染影像 402 を得ることができる。

【0042】

(c) に示すように超音波ビームのフォーカス位置を近くする方向にフォーカシングを変更することにより、ニアフィールド (near field) にフォーカスすることができる。造影剤の流通個所が初期設定でのフォーカス位置よりも近いときは、このような

50

フォーカシング変更により適正な染影像 402 を得ることができる。

【0043】

このようなフォーカシングの候補は、メモリに記憶された複数の制御データの中からの選択によって行われる。なお、フォーカシングの候補は、上記のように初期状態を中心とする3つに限らず、5つや7つ等適宜の数としてよい。また、各フォーカシングにおいて、必要に応じてアポダイゼーションをそれぞれ調節することが可能である。

【0044】

初期設定または上記のようなアポダイゼーションないしフォーカシングの調節において、染影像 402 の描出の感度が適正でないときは、適正感度の染影像が得られるように音圧を増加または減少させる。

10

【0045】

このようにして、アポダイゼーション、フォーカシングおよび音圧を確定し、この条件でコントラストスキャンを続行する。確定したこれらの条件はプリセット (p r e s e t) 値としてメモリに記憶される。プリセット値が超音波ビームの音圧を含むので、プリセット値の内容が充実する。制御部 18 は、本発明における記憶手段の一例である。

【0046】

プリセット値は次のコントラストスキャン時の初期設定値として利用される。これにより、最初から適正な染影像を得ることができる。プリセット値を患者すなわち被検体の ID (i d e n t i f i c a t i o n) ごとに管理することにより、同一患者の再診断を能率良く行うことができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0047】

【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。

【図5】コントラストスキャン時の表示画面を示す図である。

【図6】コントラストスキャン時の表示画面を示す図である。

【図7】コントラストスキャン時の表示画面を示す図である。

30

【図8】コントラストスキャン時の表示画面を示す図である。

【符号の説明】

【0048】

2：超音波プローブ

4：対象

6：送受信部

10：エコー処理部

14：画像処理部

16：表示部

18：制御部

40

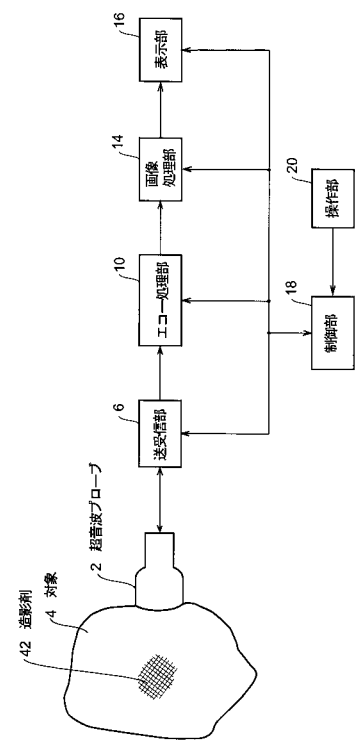
20：操作部

401：染影像

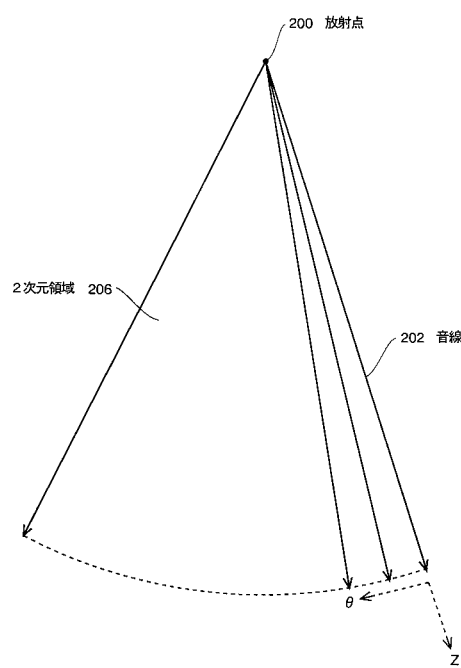
404：アポダイゼーション像

406：フォーカス指標

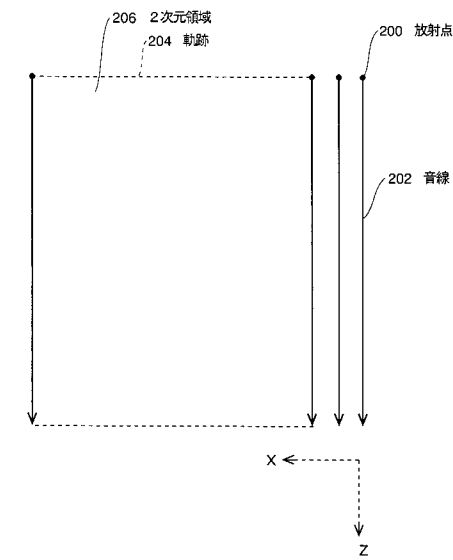
【図 1】



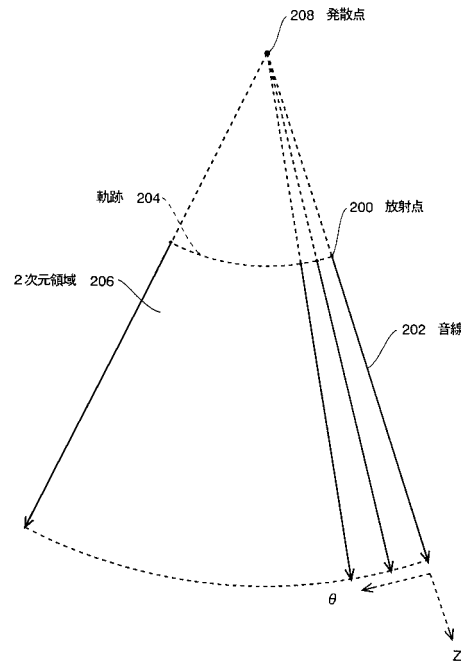
【図 2】



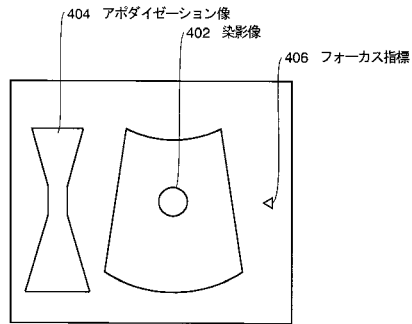
【図 3】



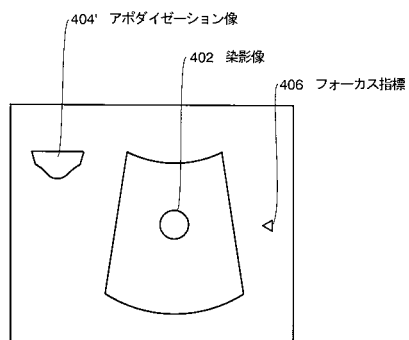
【図 4】



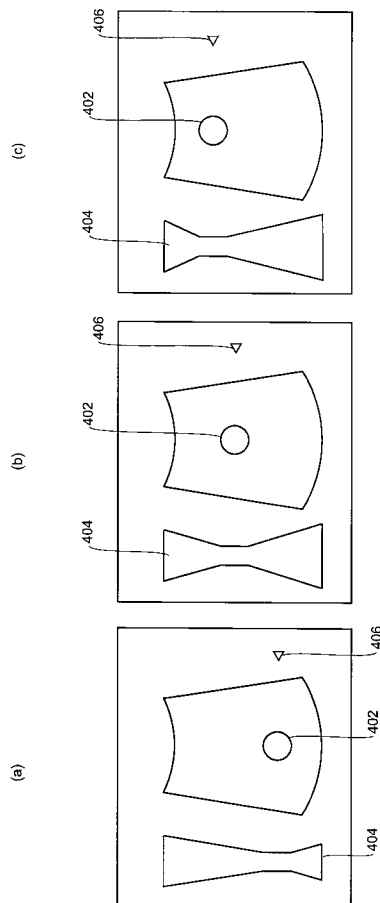
【図 5】



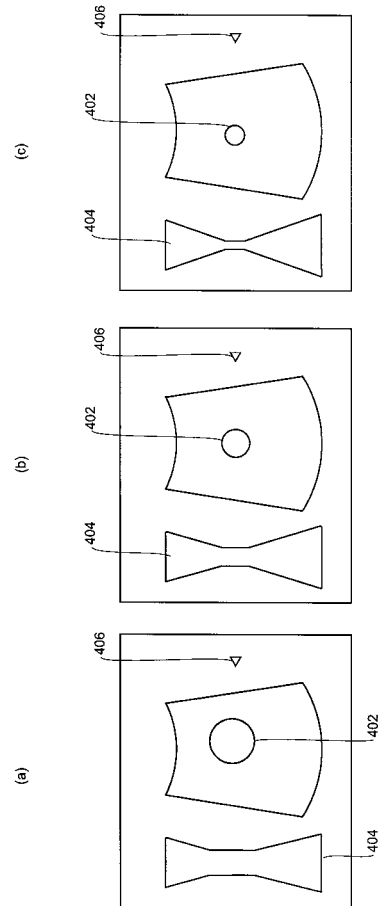
【図 6】



【図 8】



【図 7】



フロントページの続き

(72)発明者 安齋 輝夫

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の1 2 7 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) 4C601 DE06 EE11 HH02 HH25 JC20 KK25 KK31

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2006102332A5	公开(公告)日	2008-07-31
申请号	JP2004295529	申请日	2004-10-08
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	安齋輝夫		
发明人	安齋 輝夫		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DE06 4C601/EE11 4C601/HH02 4C601/HH25 4C601/JC20 4C601/KK25 4C601/KK31		
代理人(译)	信茂Sameshima		
其他公开文献	JP2006102332A		

摘要(译)

要解决的问题：实现一种能够在对比度成像中充分执行阴影的超声诊断设备。一种超声诊断设备，包括用于改变超声束的变迹的改变装置（6、18、20）和用于以图形方式显示变迹状态和断层图像的显示装置（16）。改变单元通过从多个准备好的候选中进行选择来改变变迹。针对超声束的每个聚焦位置准备多个候选。显示装置将变迹状态显示为声场中的超声波束的形状。超声波束的形状通过Schlieren方法测量。[选型图]图1