

(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2009-66074

(P2009-66074A)

(43) 公開日 平成21年4月2日(2009.4.2)

(51) Int.Cl.
A61B 8/12 (2006.01)F1
A61B 8/12テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2007-235800 (P2007-235800)
(22) 出願日 平成19年9月11日 (2007.9.11)(71) 出願人 304050923
オリンパスメディカルシステムズ株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(74) 代理人 100076233
弁理士 伊藤 進
(72) 発明者 日比 靖
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパスメディカルシステムズ株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB02 BB03 BB06 BB22 BB24
DE04 EE11 FE01 FE09 FF03
GB04 GB05 HH31 JC21 KK10
KK12 KK19 KK25 KK27 KK31

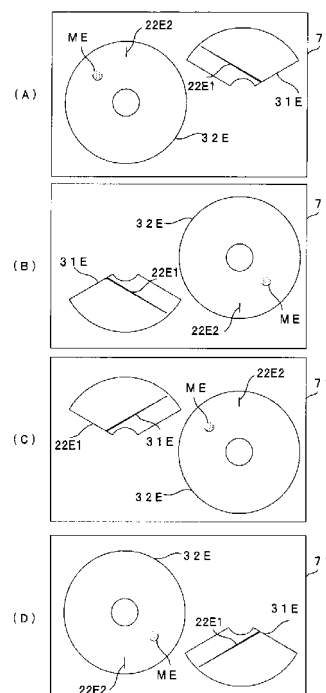
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】操作性の良い、複数の超音波画像を同時に表示する超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波診断装置1は、プロ - プの先端部20aに設けられた互いに直交する面内を走査する複数の振動子群31、32と、各振動子群が走査して得られた複数の超音波画像31E、32Eを同時に表示手段70の表示画面71に表示し、前記プロ - プ上での前記複数の振動子群31、32の位置関係と、前記表示画面上での前記複数の超音波画像31E、32Eの位置関係とが同じである複数の表示形態から選択された一の表示形態を、前記表示画面71上に表示する画像合成手段51とを有する

【選択図】図6



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

プロ - プの先端部に設けられた互いに直交する面内を走査する複数の振動子群と、
各振動子群が走査して得られた複数の超音波画像を同時に表示手段の表示画面に表示し、
前記プロ - プ上での前記複数の振動子群の位置関係と、前記表示画面上での前記複数の
超音波画像の位置関係とが同じである複数の表示形態から選択された一の表示形態を、前
記表示画面上に表示する画像合成手段とを有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記プロ - プ上での前記複数の振動子群の位置関係が、前記複数の振動子群から選択さ
れた一の振動子群の走査面と直交する視点から観察した場合の、左右の位置関係またはノ
かつ上下の位置関係であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記画像合成手段は、選択手段により選択された一の超音波画像が、非選択の他の超音
波画像に対して前記表示画面上で相対的に拡大表示することを特徴とする請求項 1 または
請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記選択された一の超音波画像を走査する振動子群の走査モードが、ドプラモ - ド走査
に切り替わることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記複数の振動子群が、同じ曲率半径を有する円周状又は円弧状に配列された複数の振
動子から構成され、

20

前記各振動子群の制御デ - タを記憶する共通の音線合成テ - ブルとを有することを特徴
とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 項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、プロ - プの先端部に設けられた互いに直交す
る面内を走査する複数の振動子群を有し、複数の超音波画像を同時に表示する表示手段を
備えた超音波診断装置に関する。

【背景技術】

30

【0002】

近年、生体内に超音波内視鏡を挿入して、その光学像から体内の病変部を発見して、超
音波を照射して、その反射波から病変部の超音波断層像を診断する方法が広く普及してい
る。また、穿刺針を用いて超音波断層像ガイド下で視認しながら穿刺して細胞を吸引して
、吸引細胞により確定診断を行う方法も実施されている。

【0003】

この確定診断を行う場合には、正確に組織を採取する必要があり、採取の方法として、
超音波画像の B モ - ドガイド下で腫瘍に針を刺し、確実に腫瘍を採取してくる等の方法が
ある。上記方法の場合、体内のような管腔内の病変部を診断するには、管腔内全体を走査
可能なラジアル走査が適している。従って、最初に、術者はラジアル走査用体腔内超音波
内視鏡を使用して病変部の診断を行う。病変部の位置を確認した後、確定診断を行う為
には、生検針の位置確認が容易なコンベックス走査用体腔内超音波内視鏡で再度病変部を
探す必要があり、コンベックス走査用体腔内超音波内視鏡を再度患者に挿入する。従
って、患者は体腔内超音波内視鏡を 2 回飲む必要があり、患者に苦痛を強いることとなる。

40

【0004】

特開平 8 - 56948 号公報には、プロ - プにラジアル走査用の振動子とリニア走査用
の振動子群とを、走査方向が交差するように近接して配置した、パイプレ - ン型超音波診
断装置が開示されている。この超音波診断装置によれば、一のスコ - プで異なる方向の断
面像を観察できる。そして、TV モニタには、ラジアル走査に基づく画像とリニア走査に
基づく画像を同時に表示できる。

50

【 0 0 0 5 】

また、特開 2 0 0 2 - 1 7 7 2 7 8 号公報には、3 個の振動子を有するプロ - プを用い、3 個の振動子が走査した 3 つの超音波画像を 1 つの T V モニタに並べて表示する超音波診断装置が開示されている。

【 0 0 0 6 】

また、特開平 1 1 - 3 1 8 9 0 4 号公報には、生体へ超音波を送受波して 3 次元走査を行い、得られた 3 次元領域のエコ - デ - タを用いて生体内の超音波画像を表示する超音波画像装置において、表示画面上のラジアル断層像とリニア断層像のうち片方だけに注目するときに、限られた画面を効率よく使い、見やすい表示を行うために、片方の断層像を大きく表示する超音波診断装置が開示されている。

10

【特許文献 1】特開平 8 - 5 6 9 4 8 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 2 - 1 7 7 2 7 8 号公報

【特許文献 3】特開平 1 1 - 3 1 8 9 0 4 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

複数の超音波画像を 1 つの表示画面に並べて表示する場合には、述者が理解しやすいように、各超音波画像と各超音波画像の走査位置との関係等を示す情報を表示画面に示す必要がある。

【 0 0 0 8 】

20

しかし、特開平 8 - 5 6 9 4 8 号公報に開示された、パイプレ - ン型超音波診断装置においては、T V モニタには、ラジアル走査に基づく画像とリニア走査に基づく画像を同時に表示することができるが、表示する前記画像の位置関係は固定されている。すなわち、常に T V モニタの左半分にラジアル走査に基づく画像が表示され、T V モニタの右半分にはリニア走査に基づく画像が表示される。固定された前記の表示方法では、その表示方法に不慣れな述者にとって、振動子の位置関係が述者に理解しにくいいため、超音波診断装置操作性が良くない。また、他の超音波診断装置による異なる表示方法の画像を参考にしながら操作を行う場合には、前記の固定された表示方法は不便である。

【 0 0 0 9 】

30

また、特開 2 0 0 2 - 1 7 7 2 7 8 号公報に開示された超音波診断装置においては、A , B , C の 3 つの振動子が走査した 3 つの超音波画像が 1 つの T V モニタに、A , B , C の記号と共に表示されているだけであった。このため、述者は各振動子の走査位置と表示されている超音波画像の関係に注意しながら操作する必要があった。

【 0 0 1 0 】

本発明は、操作性の良い、複数の超音波画像を同時に表示する超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 1 】

40

上記目的を達成すべく、本発明の超音波診断装置は、プロ - プの先端部に設けられた互いに直交する面内を走査する複数の振動子群と、各振動子群が走査して得られた複数の超音波画像を同時に表示手段の表示画面に表示し、前記プロ - プ上での前記複数の振動子群の位置関係と、前記表示画面上での前記複数の超音波画像の位置関係とが同じである複数の表示形態から選択された一の表示形態を、前記表示画面上に表示する画像合成手段とを有する

【発明の効果】

【 0 0 1 2 】

本発明は、操作性の良い、複数の超音波画像を同時に表示する超音波診断装置を提供するものである。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 3 】

50

以下、図面を参照して本発明の実施の形態について説明する。

【0014】

<第1の実施の形態>

図1は、本発明の第1の実施の形態にかかる超音波診断装置1の構成図である。本実施の形態の超音波診断装置1は、超音波内視鏡20と、制御装置40と、制御装置40と接続され、制御装置40を操作する入力手段60と、同じく制御装置40と接続され、制御装置40で得られた画像情報を表示する表示手段70とを備える。

【0015】

超音波内視鏡20は、体腔内等に挿入して観察対象部位へ向けて超音波ビームを送波し、観察対象部位の音響インピーダンスの境界から反射される反射波を受波してエコー信号を得る。制御装置40は、超音波内視鏡20とコネクタ40aを介してケーブル21aおよび22bで接続され、超音波内視鏡20の送受信を制御する。

【0016】

超音波内視鏡20は、体腔内等に挿入する細長のプロブと、このプロブの先端部に設けられ、超音波ビームを送受波する振動子群30すなわち、2つの振動子群、CLA (Curved Linear Array) 振動子群31とELR (Electrical Radial) 振動子群32とを有する。なお、CLA振動子群はコンベックス振動子群とおなじものであり、ELR振動子群はラジアル走査を電子的に行う振動子群である。なお、機械的にラジアル走査を行う機械式ラジアル走査の場合には振動子は1個の場合もあるが、本実施の形態において振動子群とは、機械式ラジアル走査用の1個の振動子も含む。

【0017】

制御装置40は、振動子群31または32のいずれかを選択し切り替える切替部A41と、Bモード走査とドブラ走査を切り替える走査モード切替部42と、切替部A41で選択された振動子群を、走査モード切替部42で選択された走査モードで走査しおよびエコー信号の検波等を行う送受信処理部43と、送受信処理部43で得られたデータから表示画像データを生成する画像生成部45と、振動子群31または32の画像信号を、それぞれの画像メモリであるCLA画像メモリ48またはELR画像メモリ49に記憶するための切替部B47と、画像選択用マカ表示のためのマカ用画像メモリ50と、画像の合成を行う画像合成手段51と、そして超音波診断装置全般の制御を行う制御手段46とを備える。切替部A41はマルチプレクサ(MUX)を使用しても良い。

【0018】

CLA画像メモリ48に記憶されたCLA画像と、ELR画像メモリ49に記憶されたELR画像と、マカ用画像メモリ50からの画像とは、画像合成手段51で、制御手段46を介した入力手段60からの指示に従った表示形態に合成され、表示手段70の表示画面71に表示される。

【0019】

さらに、制御装置40は、合成ケーブル44を備える。送受信処理部43は合成ケーブル44に記憶された制御データに従い、各振動子群を構成するそれぞれの振動子エレメント(以下、振動子という)に送信する駆動信号に時間差を与える。その結果、駆動信号の時間差に応じた位相差をもつ超音波がそれぞれの振動子から発信される。発信された位相差をもつ超音波の波面合成により、所定方位の音線に沿った1本の超音波音線が合成される。そして、発信された超音波が反射して戻ってきたエコー信号についても、超音波を送信した各振動子が受信し、やはり、合成ケーブル44に記憶された制御データに従い、送受信処理部43において1フレームの信号に合成され、画像生成用のフレームデータとなる。

【0020】

図2は、本実施の形態のプロブの先端部20aの斜視図である。CLA振動子群31は、CLA振動子群走査面31Aで示すように、プロブ軸に平行な面内を扇形に走査する。そして、CLA振動子群31を構成する各振動子31aは円弧状に配列されている。

一方、E L R 振動子群 3 2 は、E L R 振動子群走査面 3 2 A で示すように、プロ - プ軸に垂直な面内を円形に走査する。E L R 振動子群 3 2 を構成する各振動子 3 2 a は円周状に配列されている。細胞試料を採取するための生検針 2 2 は、C L A 振動子群走査面 3 1 A に沿って穿刺される。

【 0 0 2 1 】

図 3 は、本実施の形態のプロ - プの先端部 2 0 a をプロ - プ挿入方向から観察した場合の (A) 正面図および (B) 側面図である。図 3 に示すように、C L A 振動子群走査面 3 1 A と E L R 振動子群走査面 3 2 A は互いに直交する面内を走査する。C L A 振動子群走査面 3 1 A と E L R 振動子群走査面 3 2 A は、各振動子の幅 w_1 および w_2 に相当する奥行きをもっている。

10

【 0 0 2 2 】

図 4 は、位置関係の観察視点を説明するための、本実施の形態のプロ - プの先端部 2 0 a の斜視図である。図 4 においては、プロ - プ軸中心と E L R 振動子群走査面 3 2 A の交点を原点 O とし、E L R 振動子群走査面 3 2 A を含む平面を X Y 平面、C L A 振動子群走査面 3 1 A を含む平面を Y Z 平面、X Y 平面および Y Z 平面と直交する平面を X Z 平面としている。また、図面右手を X + 方向、図面上を Y + 方向、図面奥行き方向を Z + 方向と表示している。M は、被検体 (不図示) の一部を示す。

【 0 0 2 3 】

図 4 を用いて、C L A 振動子群 3 1 と E L R 振動子群 3 2 の位置関係を説明する。

この振動子群の位置関係とは、具体的には、プロ - プ上で、C L A 振動子群 3 1 の、左右どちらの方向に E L R 振動子群 3 2 が位置しているかという左右の関係、または / かつ、プロ - プ上で C L A 振動子群 3 1 の、上下どちらの方向に E L R 振動子群 3 2 が位置しているかという上下の関係である。

20

【 0 0 2 4 】

振動子群の位置関係は相対的であることから、観察する位置および方向、すなわち視点により位置関係は変化する。しかし、超音波診断装置においては、振動子群の走査面を基準に視点を決定すると、振動子群の位置関係が述者に理解しやすく、超音波診断装置の操作性が良い。すなわち、複数の振動子群の走査面の中から選択された一の走査面と直交する視点、言い換えれば選択された走査面を横から観察する視点、から観察した場合の、振動子群の位置関係が述者にとり好適な位置関係となる。

30

【 0 0 2 5 】

例えば、図 4 においては、走査面 3 1 A を選択した場合には、Y Z 平面を X 軸方向から観察する 4 つの視点がある。すなわち、視点 E 1 は、X + 側から Y + 側を上にし、プロ - プの先端部 2 0 a を観察する視点である。視点 E 2 は、X + 側から Y - 側を上にし、プロ - プの先端部 2 0 a を観察する視点である。視点 E 3 は、X - 側見て Y + 側を上にし、プロ - プの先端部 2 0 a を観察する視点である。視点 E 4 は、X - 側から Y - 側を上にし、プロ - プの先端部 2 0 a を観察する視点である。

【 0 0 2 6 】

図 5 は、図 4 に示したプロ - プの先端部 2 0 a を 4 つの視点から観察した時のプロ - プの先端部 2 0 a の側面図である。図 5 (A) は、視点 E 1 から、図 5 (B) は視点 E 2 から、図 5 (C) は視点 E 3 から、図 5 (D) は視点 E 4 から、それぞれプロ - プの先端部 2 0 a を観察した時のプロ - プの先端部 2 0 a の側面図である。

40

【 0 0 2 7 】

図 5 (A) においては、E L R 振動子群走査面 3 2 A が、C L A 振動子群走査面 3 1 A の左側にある。そして、C L A 振動子群走査面 3 1 A は扇形に上方向に広がっている。そして、生検針 2 2 は、C L A 振動子群走査面 3 1 A に沿って右下から左上に向かって穿刺され、被検体の一部 M は、E L R 振動子群走査面 3 2 A の上側にある。

【 0 0 2 8 】

図 5 (B) においては、E L R 振動子群走査面 3 2 A が、C L A 振動子群走査面 3 1 A の右側にある。そして、C L A 振動子群走査面 3 1 A は扇形に下方向に広がっている。そ

50

して、生検針 2 2 は、C L A 振動子群走査面 3 1 A に沿って左上から右下に向かって穿刺され、被検体の一部 M は、E L R 振動子群走査面 3 2 A の下側にある。

【 0 0 2 9 】

図 5 (C) においては、E L R 振動子群走査面 3 2 A が、C L A 振動子群走査面 3 1 A の右側にある。そして、C L A 振動子群走査面 3 1 A は扇形に上方向に広がっている。そして、生検針 2 2 は、C L A 走査面 3 1 A に沿って左下から右上に向かって穿刺され、被検体の一部 M は、E L R 振動子群走査面 3 2 A の上側にある。

【 0 0 3 0 】

図 5 (D) においては、E L R 振動子群走査面 3 2 が、C L A 振動子群走査面 3 1 A の左側にある。そして、C L A 振動子群走査面 3 1 A は扇形に下方向に広がっている。そして、生検針 2 2 は、C L A 振動子群走査面 3 1 A に沿って右上から左下に向かって穿刺され、被検体の一部 M は、E L R 振動子群走査面 3 2 A の下側にある。

【 0 0 3 1 】

本実施の形態の超音波診断装置 1 においては、図 1 で示したように、C L A 振動子群走査面用表示画像は C L A 画像メモリ 4 8 に、E L R 振動子群走査面表示画像は E L R 画像メモリ 4 8 にいったん記憶される。その後、各表示画像は、画像合成手段 5 1 にて合成され、表示手段 7 0 の表示画面 7 1 に表示される。画像合成手段では、各表示画像を加工してから合成する。このため、表示画面の表示形態、すなわち、各超音波画像の位置関係は、入力手段 6 0 からの指示に従い、複数の表示形態から選択された一の表示形態を表示する。

【 0 0 3 2 】

図 6 は、表示形態の例を示す図である。

図 6 (A) は、視点 E 1、すなわち図 5 (A) における E L R 振動子群走査面 3 2 A と、C L A 振動子群走査面 3 1 A の位置関係に対応した表示である。E L R 振動子群走査画像 3 2 E が、C L A 振動子群走査画像 3 1 E の左側にある。そして、C L A 振動子群走査画像 3 1 E は扇形に上方向に広がっている。そして、C L A 走査画像中で生検針を示す 2 2 E 1 は、C L A 振動子群走査画像 3 1 E の右下から左上に向かって伸びており、被検体の一部 M を示す M E は、E L R 振動子群走査画像 3 2 E の上側にある。

【 0 0 3 3 】

図 6 (B) は、視点 E 2、すなわち図 5 (B) における E L R 振動子群走査面 3 2 A と、C L A 振動子群走査面 3 1 A の位置関係に対応した表示である。E L R 振動子群走査画像 3 2 E が、C L A 振動子群走査画像 3 1 E の右側にある。そして、C L A 振動子群走査画像 3 1 E は扇形に下方向に広がっている。そして、C L A 走査画像中で生検針を示す 2 2 E 1 は、C L A 振動子群走査画像 3 1 E の左上から右下に向かって伸びており、被検体の一部 M を示す M E は、E L R 振動子群走査画像 3 2 E の下側にある。

【 0 0 3 4 】

図 6 (C) は、視点 E 3、すなわち図 5 (C) における E L R 振動子群走査面 3 2 A と、C L A 振動子群走査面 3 1 A の位置関係に対応した表示である。E L R 振動子群走査画像 3 2 E が、C L A 振動子群走査画像 3 1 E の右側にある。そして、C L A 振動子群走査画像 3 1 E は扇形に上方向に広がっている。そして、C L A 走査画像中で生検針を示す 2 2 E 1 は、C L A 振動子群走査画像 3 1 E の左下から右上に向かって伸びており、被検体の一部 M を示す M E は、E L R 振動子群走査画像 3 2 E の上側にある。

【 0 0 3 5 】

そして、図 6 (D) は、視点 E 4、すなわち図 5 (D) における E L R 振動子群走査面 3 2 A と、C L A 振動子群走査面 3 1 A の位置関係に対応した表示である。E L R 振動子群走査画像 3 2 E が、C L A 振動子群走査画像 3 1 E の左側にある。そして、C L A 振動子群走査画像 3 1 E は扇形に下方向に広がっている。そして、C L A 走査画像中で生検針を示す 2 2 E 1 は、C L A 振動子群走査画像 3 1 E の右上から左下に向かって伸びており、被検体の一部 M を示す M E は、E L R 振動子群走査画像 3 2 E の下側にある。

【 0 0 3 6 】

10

20

30

40

50

上記 4 つの表示形態においては、いずれも各振動子群の位置関係と各超音波画像の位置関係、すなわち左右の関係が同じであり、かつ各振動子群の走査面の上下方向と、各超音波画像の上下方向の位置関係が同じである。

【0037】

述者は、上記 4 つの表示形態の中から入力装置 1 を用いて選択する。述者は、慣習あるいは、検査対象に応じて最も見やすく理解しやすい表示形態を選択することができるため、本実施の形態の超音波診断装置は操作性が良い。

【0038】

なお、本実施の形態において、C L A 振動子群 3 1 は円弧状に配列された複数の振動子 3 1 a から構成され、E L R 振動子群 3 2 は、円周状配列された複数の振動子 3 2 a から構成されている。そして、C L A 振動子群 3 1 の曲率半径 r_1 と E L R 振動子群 3 2 の曲率半径 r_2 は同じである。このため、各音線 3 1 L および 3 2 L は同じ方向に発信される。また、本実施の形態において、C L A 振動子群 3 1 の各振動子 3 1 a の配列ピッチ p_1 と E L R 振動子群 3 2 の各振動子 3 2 a の配列ピッチ p_2 は同じである。このため、C L A 振動子群 3 1 と E L R 振動子群 3 2 は、各振動子群の制御データを記憶する音線合成テ - プルを共通で用いることができる。かつ、送受信処理部 4 3 等も共通で用いることができる。このため、装置構成が簡単である。

【0039】

前記の実施の形態では、E L R 振動子群と C L A 振動子群を、それぞれ 1 個、すなわち 2 個の振動子群を有する超音波診断装置を一例として用い説明したが、3 個以上の振動子群を有する超音波診断装置においても、前記実施の形態と同様である。

図 7 から図 9 は、互いに直交する面内を走査する複数の振動子群を有する超音波診断装置における、各振動子の走査面を示した図であり、各振動子の位置関係も示している。図 4 の座標系により表現すると、それぞれ、(A) は X Y 平面を Z - 方向から Y + を上にした視点、(B) は X Z 平面を Y + 方向から X - を上にした視点、(C) は Y Z 平面を X + 方向から Y + を上にした視点である。

【0040】

すなわち、図 7 は、図 2 と同じ E L R 振動子群と C L A 振動子群を、それぞれ 1 個、すなわち 2 個の振動子群により、2 つの面 A 1 および A 2 を走査する例である。これに対して、図 8 は E L R 振動子群 1 個と C L A 振動子群を 2 個、すなわち 3 個の振動子群を用いて、3 つの面 A 1、A 2 および A 3 を走査する例であり、図 9 は E L R 振動子群 1 個と C L A 振動子群を 5 個、すなわち 5 個の振動子群を用いて、5 つの面 A 1、A 2、A 3、A 4 および A 5 を走査する例を示している。なお、振動子群の数が 3 以上の実施の形態であっても、基本的な構成は振動子群の数が 2 の場合の実施の形態と同じである。

【0041】

図 10 ~ 図 12 に、互いに直交する面内を走査する複数の振動子群を有する超音波診断装置における表示装置の表示形態を示す。図 10 は、図 7 の走査を行う超音波診断装置に対応しており、図 11 は、図 8 の走査を行う超音波診断装置に対応しており、図 12 は、図 9 の走査を行う超音波診断装置に対応している。A 1 E、A 2 E、A 3 E、A 4 E、A 5 E は、それぞれ、図 7 における走査面 A 1、A 2、A 3、A 4、A 5 の超音波画像である。

【0042】

なお、図 12 においては、観察する視点が、いままで説明してきた視点と異なる。すなわち、図 12 の表示形態は、振動子群の位置関係決定のために選択された観察視点は、振動子群として E L R 振動子群を選択し、E L R 振動子群走査面 A 1 に直交する視点である。図 4 の座標系で表現すると、X Y 平面を Z - 側から Y + 側を上にした視点である。

【0043】

もちろん、いままで説明してきた視点、すなわち図 4 における E 1 視点からの位置関係で表示しても良いが、その場合には A 4 E および A 5 E は表示しなくとも良い。同様に図 4 において、X Z 平面を Y + 側から X - 側を上にした視点で観察した位置関係で表示する

10

20

30

40

50

場合には、A 4 E および A 5 E は表示されるが、A 2 E および A 3 E は表示しなくとも良い。

【0044】

このように、5つの面A 1、A 2、A 3、A 4 および A 5 を走査する図9の超音波診断装置においては、図4を参考にすれば、XY平面に直交する4視点と、XZ平面に直交する4視点も、述者のよっては、操作性の良い表示形態となる位置関係である。

【0045】

また、図4を参考にすれば、CLA振動子群31のZ+側等に、さらに別の1以上のELLR振動子群32を追加したプロ-ブを有し、各振動子群が走査した複数の超音波画像を同時に表示し、振動子群と超音波画像の位置関係が同じ複数の表示形態から選択された一の表示形態を表示することも可能である。このような、多くの振動子群を有する超音波診断装置においても、基本的な構成は振動子群の数が2の場合の実施の形態と同じである。

【0046】

< 第2の実施の形態 >

図13および図14は、本発明の第2の実施の形態の超音波診断装置の表示形態を示す図である。本実施の形態の超音波診断装置の基本的な構成は図1に示す第1の実施の形態の超音波診断装置と同じである。

【0047】

本実施の形態の超音波診断装置においては、図13に示すように、述者が入力手段60を用いて、表示手段70の表示画面71上で、マ-カ72を用いて、一の超音波画像32Eを選択する。具体的には、表示画面71上のマ-カ72は、マ-力用画像メモリ50で形成され、画像合成手段51にて、入力手段60からの入力信号が制御手段46で処理され、入力信号に従った超音波画像中の位置に、画像合成手段51により合成され、表示手段70の表示画面71に表示される。

【0048】

図14に示すように、選択された一の超音波画像32Eは、画像合成手段51において、非選択の他の超音波画像31Eより、相対的に大きく表示されるように加工され、表示される。ここで、相対的とは、絶対的な大小ではなく、選択された超音波画像32Eと非選択の他の超音波画像31Eの大きさの比を意味する。図14の表示形態においては、選択前の図13の表示形態と比較すると、選択された超音波画像32Eは、大きく、非選択の他の超音波画像31Eは小さく表示されている。もちろん、選択された超音波画像32Eだけの表示サイズを大きくし、非選択の他の超音波画像31Eの表示サイズは変更しなくとも良い。なお、述者による一の超音波画像を選択する選択手段は、上記のマーカに限定されず、キーボード入力等、公知の選択手段が利用可能である。また、拡大の割合についても入力手段60から指示により、画像合成手段51において各画像を加工することで可能である。

【0049】

本実施の形態の超音波診断装置においては、同時に表示される複数の超音波画像の相対的な表示サイズを拡大表示するため、限られた表示画面71のスペースを有効に使用でき、かつ述者にとり見やすい表示形態を選択し表示画面71に表示することが可能となる。

【0050】

< 第3の実施の形態 >

図15および図16は、本発明の第3の実施の形態の超音波診断装置の表示形態を示す図である。本実施の形態の超音波診断装置の基本的な構成は図1に示す第1の実施の形態の超音波診断装置と同じである。なお、超音波診断装置においては通常はBモード走査が行われており、超音波画像はBモード超音波画像である。

【0051】

本実施の形態の超音波診断装置においては、第2の実施の形態の超音波診断装置と同様に、述者が入力手段60を用いて、表示手段70の表示画面71上で、マ-カ72を用いて、一の超音波画像32Eを選択すると、選択された一の超音波画像32Eは、画像合成

10

20

30

40

50

手段 5 1 において、非選択の他の超音波画像 3 1 E より、相対的に大きく表示されるように加工され、表示画面 7 1 に表示される。さらに、入力手段 6 0 からの超音波画像 3 2 E を選択する信号は制御手段 4 6 と同時に、切替部 A 4 1 と走査モード切替部 4 2 に伝達され、切替部 A 4 1 は、選択された超音波画像 3 2 E を走査している振動子群である E L R 振動子群走査面 3 2 に切り替わり、走査モード切替部 4 2 は、通常の B モード走査から Doppler モード走査に切り替わる。その結果、図 1 5 に示すように、選択された一の超音波画像 3 2 E の中に、Doppler 走査領域 7 3 が設定され、Doppler 画像 7 4 が表示される。B モード走査と Doppler モード走査は順次、切り替わることで、B モード走査画像上に Doppler モード走査画像を重ね合わせて表示することも可能である。

【 0 0 5 2 】

同様に、図 1 6 に示すように、超音波画像 3 1 E が選択された場合には、選択された一の超音波画像 3 1 E が、非選択の超音波画像 3 2 E より大きく表示され、かつ選択された一の超音波画像 3 1 E の中に、Doppler 走査領域 7 3 が設定され Doppler 画像 7 4 が表示される。

【 0 0 5 3 】

本実施の形態の超音波診断装置は、表示されている複数の B モード超音波画像の中から一の超音波画像を拡大表示する選択手段による選択が、同時に、選択された超音波画像を走査する振動子群の制御手段を選択し、走査モードを B モードから Doppler モードに切り替える。このため、本実施の形態の超音波診断装置は、述者が関心を持った表示部位が表示されている画像を表示画面上でマウスで選択するだけで、複数の表示画像の中から選択された超音波画像のみを相対的に拡大し、同時に選択された B モード超音波画像と Doppler 画像とを重ねて表示画面 7 1 に表示することができる。

【 0 0 5 4 】

本実施の形態の超音波診断装置は、同時に表示される複数の超音波画像の相対的な表示サイズを拡大表示するため、限られた表示画面のスペースを有効に使用でき、かつ述者にとり見やすい表示形態を選択可能となると同時に、述者が関心のある超音波画像の Doppler 画像を複雑な操作を要せず表示することが出来る操作性の良い超音波診断装置である。

【 0 0 5 5 】

ところで、超音波診断装置の表示画面に、各振動子の音線方向に直交する補助目盛りを表示すると便利である。例えば、図 1 7 ~ 図 1 9 は、補助目盛りを有し、C L A 振動子群走査画像 3 1 E と C L R 走査画像 3 2 E の 2 画像を同時に表示する表示形態を示す図である。また、図 2 0 ~ 図 2 2 は、補助目盛りを有し、一の超音波画像を表示する表示形態を示す図である。

【 0 0 5 6 】

図 1 7 において、C L A 振動子群走査画像 3 1 E と E L R 振動子群走査画像 3 2 E に加えて、述者が、腫瘍等の病変部 M 1 または M 2 の位置および深達度を把握するために、補助目盛り 7 5 a と、深度を示すスケール 7 5 b が表示されている。しかし、補助目盛り 7 5 a と深度を示すスケール 7 5 b とは、いずれも表示画面 7 1 に対して直交方向、すなわち縦軸および横軸として配置されている。

【 0 0 5 7 】

しかし、E L R 振動子群走査画像 3 2 E において、腫瘍等の病変部 M 1 または M 2 の深達度を測定するには、放射方向の距離測定を行うのが一般的である。また、C L A 振動子群走査画像 3 1 E において、生検針による穿刺の際には、生検針の刺入点から、ターゲットである腫瘍等の病変部 M 2 までの距離を測定するのが一般的である。しかしながら、図 1 7 に示した補助目盛り等では、上記の場合に述者が瞬時に距離計測することは出来ない。超音波診断装置の補助機能として通常、備わっているメジャーメントカールによる距離計測を行うことで、上記の計測は可能ではあるが、やはり述者が瞬時に距離計測することができるわけではない。特に、F N A (Fine Needle Aspiration : 針吸引細胞診断)を行う際には、(1) 血流の有無確認の Doppler 画像表示操作と、(2) ターゲットまでの距離計測操作と、(3) 針の刺入長調整操作と、そして(4) 穿刺操作とを、(1) が

10

20

30

40

50

ら(4)の順に繰り返す。このため、タ-ゲットまでの距離計測操作が簡単に短時間で行うことが、手技時間の短縮につながる。

【0058】

図18に示す表示形態では、C L A振動子群走査画像31EとE L R振動子群走査画像32Eに加えて、距離計測スケ-ルである同心円状の補助目盛り75aが表示されている。さらに、同心円75aで区切られた一部のド-ナツ状領域には、着色表示77が施されている。着色表示77は、半透明であるので、走査画像の認識に支障はない。同心円75aで区切られたド-ナツ状領域に内側から外側に、それぞれ異なる着色表示をしても良い。また、図示しないが、同心円状の補助目盛り75aは着色されていても良い。もちろん、表示画面71に対して直交方向、すなわち縦軸、横軸として配置されている補助目盛りを併用しても良い。各種の補助目盛りおよび着色表示77は、述者の選択により、希望の表示を適宜選択して表示することができ、反対に非表示にすることができる。

10

【0059】

図18に示す表示画面71を表示する超音波診断装置を用いることで、述者は、超音波発信の中心点から放射方向の距離計測が瞬時に可能である。上記補助目盛りはラジアル型の振動子を有する超音波診断装置において特に有効である。

【0060】

図19は、パイプレ-ン型超音波診断装置により、生検針22を用いて穿刺する際のC L A振動子群走査画像31EとC L R走査画像32Eを示す表示形態を示す図である。22Eは生検針22の走査画像を示す。

20

そして、同心円の補助目盛り76bが、生検針22の刺入点22E0を中心に表示されている。同心円で囲まれた一部の領域には着色表示78がされている。着色表示78は、半透明であるので、走査画像の認識に支障はない。同心円76bで区切られたド-ナツ状領域に内側から外側に、それぞれ異なる着色表示をしても良い。また、図示しないが、同心円状の補助目盛り76bは、それぞれ異なる色に着色されていても良い。もちろん、表示画面71に対して直交方向、すなわち縦軸、横軸として配置されている補助目盛りを併用しても良い。補助目盛り76b等および着色表示78は、述者の選択により、希望の表示を適宜選択して表示することができ、反対に非表示にすることができる。

【0061】

図19に示す生検針22の刺入点22E0を中心とする同心円状の補助目盛りを表示する超音波診断装置を用いることで、述者は、針刺入点から放射方向の距離計測が瞬時に可能である。上記補助目盛りはコンベックス型、リニア型またはセクタ型の振動子を有する超音波診断装置において特に有効である。

30

【0062】

図20は、図19と同じく生検針22の刺入点22E0を中心とする同心円状の補助目盛り76bを表示する表示形態の例である。図21は、超音波画像に加えて、診断に関する情報を合わせて表示した表示形態の例である。この補助目盛りは画面に対して垂直および水平のみしか表示されていない。図22は、プロ-ブ軸を中心とする同心円状の補助目盛り76bと垂直水平補助目盛り75aを表示するラジアル型超音波振動子を用いた超音波診断装置の表示形態の例である。

40

【0063】

上記に示したように、超音波診断装置において、使用する振動子の走査方向に応じて使用頻度の高い距離計測スケ-ルを適宜、表示する。すなわち、ラジアル型振動子の場合には振動子中心から同心円状のスケ-ルを表示する。コンベックス型振動子、セクタ型振動子またはリニア型振動子の場合には針の刺入点を中心に同心円状のスケ-ルを表示することが良い。パイプレ-ン型では2つの画像を同時表示しながら所望の補助スケ-ルを表示することも良い。

【0064】

本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

50

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 5 】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態にかかる超音波診断装置の構成図である。

【図 2】本発明の第 1 の実施の形態にかかる超音波内視鏡のプロ - プの先端部の斜視図である。

【図 3】本発明の第 1 の実施の形態にかかるプロ - プ先端部の (1) 正面図および (2) 側面図である。

【図 4】本発明の第 1 の実施の形態にかかるプロ - プの先端部の斜視図である。

【図 5】本発明の第 1 の実施の形態にかかるプロ - プの先端部を 4 つの視点から観察した時の側面図である。

10

【図 6】本発明の第 1 の実施の形態にかかる表示手段 7 0 の表示形態の例を示す図である。

【図 7】互いに直交する面内を走査する複数の振動子群を有する超音波診断装置における走査面の位置関係を示した図である。

【図 8】互いに直交する面内を走査する複数の振動子群を有する超音波診断装置における走査面の位置関係を示した図である。

【図 9】互いに直交する面内を走査する複数の振動子群を有する超音波診断装置における走査面の位置関係を示した図である。

【図 1 0】互いに直交する面内を走査する複数の振動子群を有する超音波診断装置における表示装置の表示形態を示す図である。

20

【図 1 1】互いに直交する面内を走査する複数の振動子群を有する超音波診断装置における表示装置の表示形態を示す図である。

【図 1 2】互いに直交する面内を走査する複数の振動子群を有する超音波診断装置における表示装置の表示形態を示す図である。

【図 1 3】本発明の第 2 の実施の形態の超音波診断装置の表示形態を示す図である。

【図 1 4】本発明の第 2 の実施の形態の超音波診断装置の表示形態を示す図である。

【図 1 5】本発明の第 3 の実施の形態の超音波診断装置の表示形態を示す図である。

【図 1 6】本発明の第 3 の実施の形態の超音波診断装置の表示形態を示す図である。

【図 1 7】補助目盛りを有する表示形態を示す図である。

【図 1 8】補助目盛りを有する表示形態を示す図である。

30

【図 1 9】生検針の刺入点を中心とする同心円状の補助目盛りを表示する表示形態を示す図である。

【図 2 0】生検針の刺入点を中心とする同心円状の補助目盛りを表示する表示形態を示す図である。

【図 2 1】補助目盛りを有する表示形態を示す図である。

【図 2 2】補助目盛りを有する表示形態を示す図である。

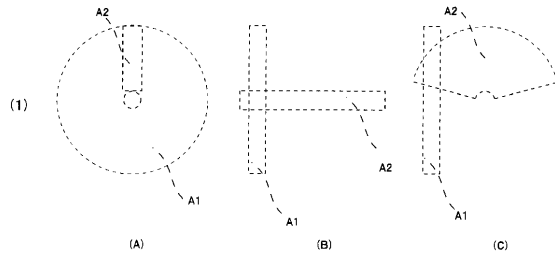
【符号の説明】

【 0 0 6 6 】

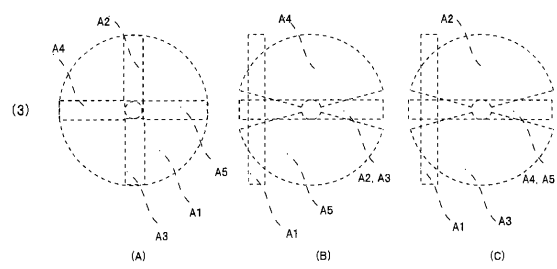
1 ... 超音波診断装置、 2 0 ... 超音波内視鏡、 2 0 a ... プロ - プの先端部、 2 2 ... 生検針、
 3 1 ... C L A 振動子群、 3 2 ... E L R 振動子群、 4 0 ... 制御装置、 4 1 ... 切替部 A、 4 2 ... 走査モ - ド切替部、 4 3 ... 送受信処理部、 4 4 ... 合成テ - ブル、 4 5 ... 画像生成部、 4 6 ... 制御手段、 5 1 ... 画像合成手段、 6 0 ... 入力装置、 7 0 ... 表示手段、 7 2 ... マ - カ

40

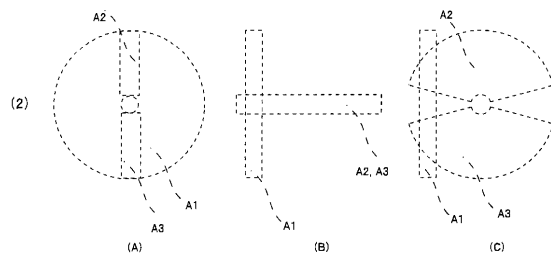
【図 7】



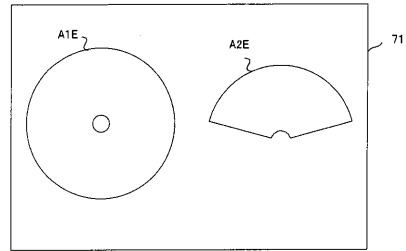
【図 9】



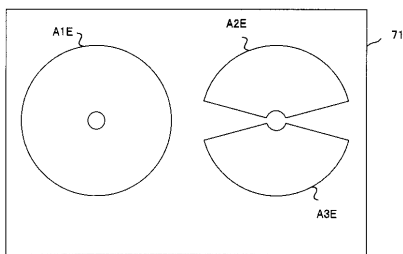
【図 8】



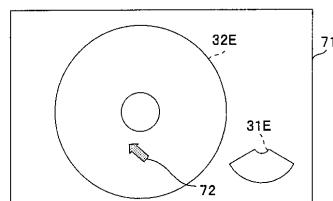
【図 10】



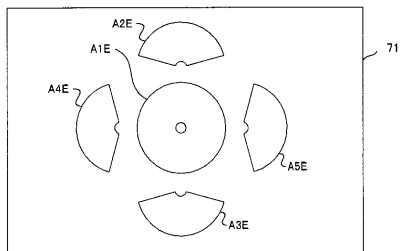
【図 11】



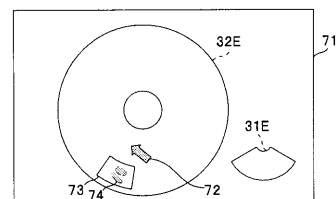
【図 14】



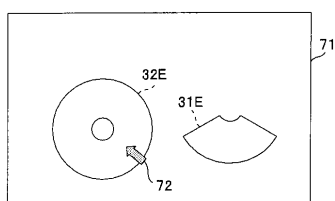
【図 12】



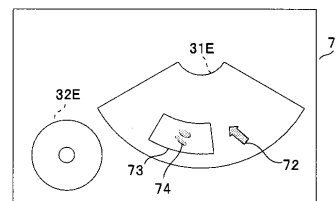
【図 15】



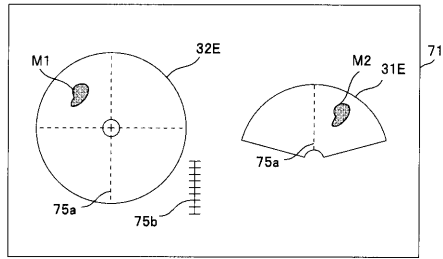
【図 13】



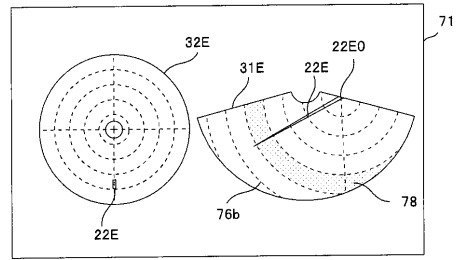
【図 16】



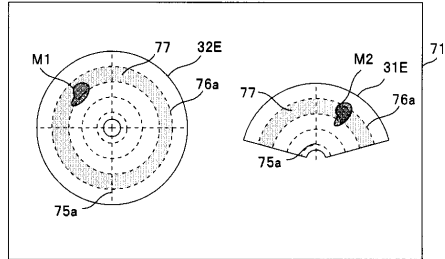
【図 17】



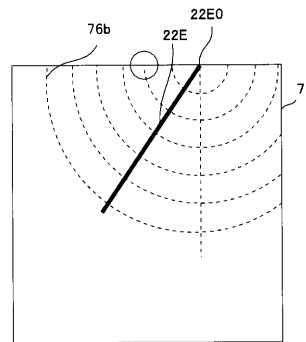
【図 19】



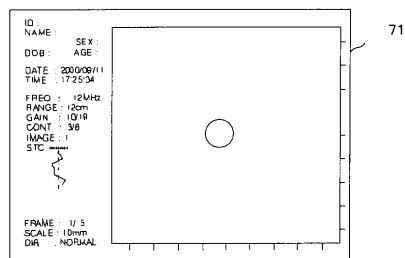
【図 18】



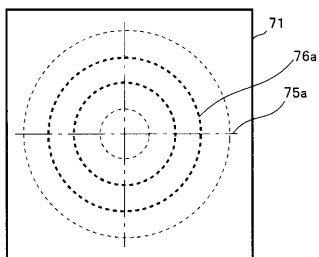
【図 20】



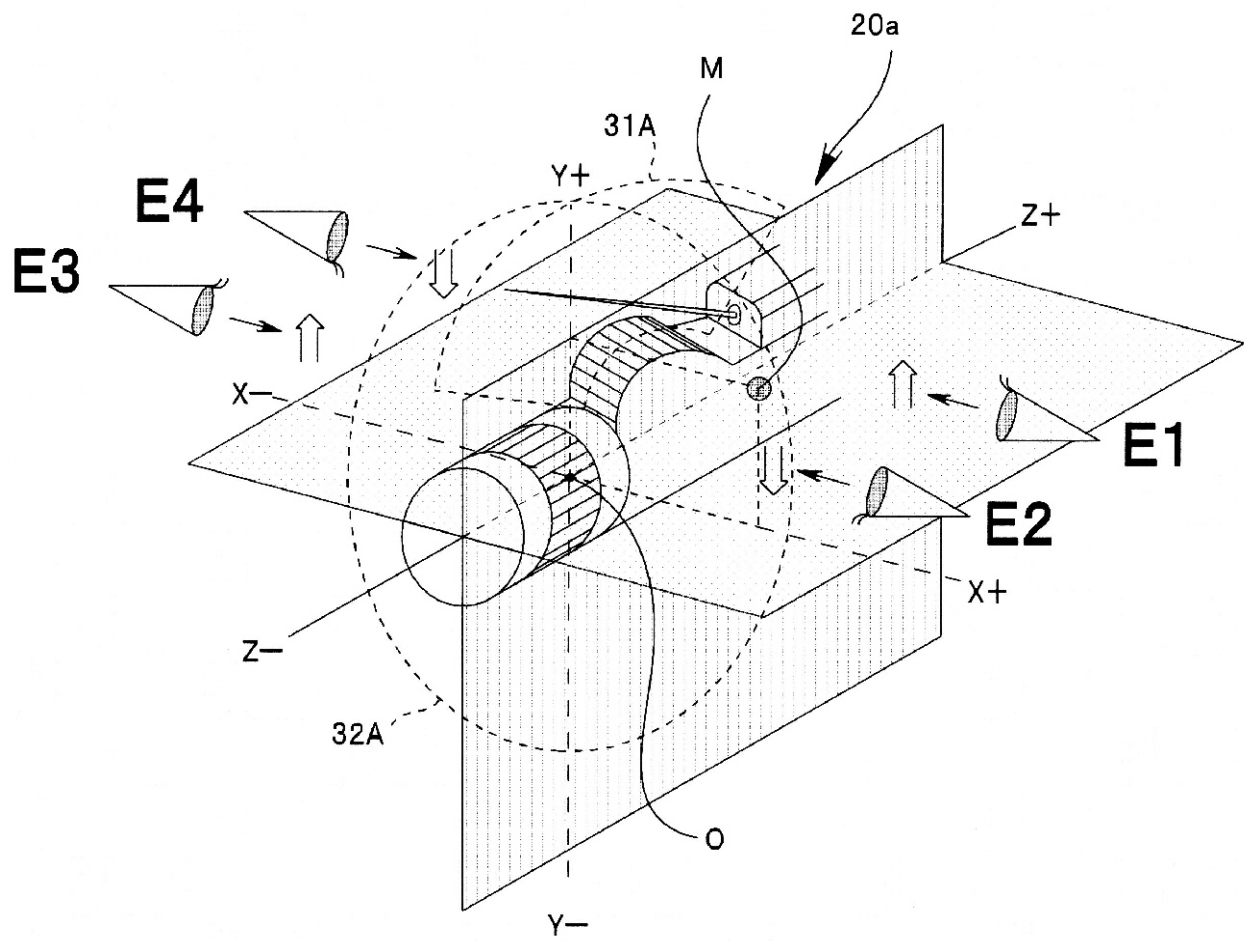
【図 21】



【図 22】



【図 4】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2009066074A	公开(公告)日	2009-04-02
申请号	JP2007235800	申请日	2007-09-11
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	日比靖		
发明人	日比 靖		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/4488 A61B8/0833 A61B8/0841 A61B8/12 A61B8/145 A61B8/445 A61B8/461 A61B8/463 G01S7/52063 G01S7/52074 G01S15/892 G01S15/8929		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB22 4C601/BB24 4C601/DE04 4C601/EE11 4C601/FE01 4C601/FE09 4C601/FF03 4C601/GB04 4C601/GB05 4C601/HH31 4C601/JC21 4C601/KK10 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK25 4C601/KK27 4C601/KK31		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供具有优异可操作性的超声诊断设备，以同时显示多个超声图像。解决方案：超声波诊断装置1包括多个设置在探头的远端20a处的振动器组31和32，用于在正交平面中扫描；图像合成装置51，用于在显示装置70的显示屏71上同时显示通过振动器组扫描获得的多个超声图像31E和32E，并显示从多个显示模式中选择显示模式，其中探头上的多个振动器组31和32之间的位置关系与显示屏71上的多个超声波图像31E和32E之间的位置关系相同。

