



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710088129.2

[43] 公开日 2007年9月19日

[11] 公开号 CN 101036586A

[22] 申请日 2007.3.15
 [21] 申请号 200710088129.2
 [30] 优先权
 [32] 2006. 3. 15 [33] JP [31] 2006 - 071041
 [71] 申请人 株式会社东芝
 地址 日本东京都
 共同申请人 东芝医疗系统株式会社
 [72] 发明人 中嶋修 樋口治郎 赤木和哉
 郡司隆之 栗田康一郎

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商
 标事务所
 代理人 康建忠

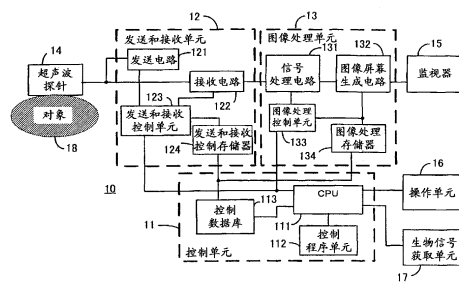
权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 7 页

[54] 发明名称

显示超声波图像的超声波诊断设备和方法

[57] 摘要

超声波诊断设备包括：发送和接收单元，被配置成通过超声波探针对对象的多个平面发送和接收超声波；和图像信号生成单元，被配置成根据来自发送和接收单元的接收信号进行图像处理 and 生成指示每个平面的超声波图像的图像信号，其中，发送和接收单元或图像信号生成单元被配置成在与其它平面不同的条件下对一个平面进行发送和接收或图像处理。



1. 一种超声波诊断设备, 包含:

发送和接收单元, 被配置成通过超声波探针对对象的多个平面发送和接收超声波; 和

图像信号生成单元, 被配置成根据来自发送和接收单元的接收信号进行图像处理 and 生成指示每个平面的超声波图像的图像信号, 其中, 发送和接收单元或图像信号生成单元被配置成在与其它平面不同的条件下对一个平面进行发送和接收或图像处理。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断设备, 进一步包含:

控制数据设置单元, 被配置成设置包括与发送和接收或图像处理有关并与条件相对应的数据的控制数据, 并且设置针对每个平面的控制数据; 其中,

发送和接收单元或图像信号生成单元被配置成根据针对每个平面的控制数据进行发送和接收或图像处理。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断设备, 其中:

条件包括扫描线密度、显示尺寸、扫描次序和帧速率之一。

4. 根据权利要求2所述的超声波诊断设备, 进一步包含:

存储单元, 被配置成存储多个由控制数据组成的文件; 和

选择单元, 被配置成从所述文件中选择; 其中,

控制数据设置单元被配置成为所述平面设置所选文件。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断设备, 进一步包含:

生物信号获取单元, 被配置成获取对象的生物信号; 其中,

控制数据设置单元被配置成根据生物信号的预定形式信号的检测改变控制数据的设置。

6. 一种显示超声波图像的方法, 包含:

发送和接收单元, 被配置成通过超声波探针对对象的多个平面发送和接收超声波; 和

根据通过发送和接收获得的接收信号进行图像处理,

生成指示每个平面的超声波图像的图像信号；其中，
对一个平面进行发送和接收或图像处理的条件不同于对另一个平面的条件。

7. 根据权利要求6所述的显示超声波图像的方法，进一步包含：
设置包括与发送和接收或图像处理有关并与条件相对应的数据的控制数据，并且设置针对每个平面的控制数据；其中，

根据针对每个平面的控制数据进行发送和接收或图像处理。

8. 根据权利要求6所述的显示超声波图像的方法，其中：
条件包括扫描线密度、显示尺寸、扫描次序和帧速率之一。

9. 根据权利要求7所述的显示超声波图像的方法，进一步包含：
存储多个由控制数据组成的文件；和

从所述文件中选择；其中，

控制数据设置是为所述平面设置所选文件。

10. 根据权利要求6所述的显示超声波图像的方法，进一步包含：
获取对象的生物信号；和

根据生物信号的预定形式信号的检测改变控制数据的设置。

显示超声波图像的超声波诊断设备和方法

交叉参考相关申请

本申请基于 2006 年 3 月 15 日提出的在先日本专利申请第 2006-71041 号和要求该申请的优先权权益，在此全文引用，以供参考。

背景技术

人们已制造出具有多平面扫描功能的超声波诊断设备。这样的超声波诊断设备与配置成全方位发送超声波束的二维排列探针或机械振动探针一起使用。对于这样探针的用法，基本上可以同时扫描对象的多个平面。因此，对于这样的扫描，并排地显示指示对象的不同平面的多个超声波图像。这种功能被称为多平面扫描功能或多显示功能。通过观看通过这种功能生成的超声波图像，医生可以根据对对象的三维理解作出诊断。

在具有多平面扫描功能或多显示功能的超声波诊断设备中，可以将成像条件或显示条件改变成各种条件。成像条件包括超声波功率、扫描线密度、接收灵敏度、信号处理等。显示条件包括显示尺寸、显示扫描线密度等。根据相同成像条件和显示条件生成多个超声波图像。这些超声波图像都具有相同的图像质量。

顺便提一下，由于一个人可以盯住的空间范围不会太宽，尽管显示了多个图像，但一个人可以盯住的图像数量大约是一个。在这种情况下，由于一个人不能被盯住的超声波图像起引导图像的作用，所以常常存在医生不需要仔细观察一个超声波图像的情况。

但是，在迄今已知的超声波诊断设备中，当医生想要仔细观察显示图像的一个图像时，医生必须调整同时显示的所有图像的成像条件或显示条件。例如，当将扫描线密度和显示尺寸改变成大值时，医生不想观察的图像的条件也与仔细观察的图像相同地改变。在这种情况下

下，尽管不需要仔细观察一个图像，但由于该一个图像的高扫描线密度，使另一个图像的帧速率降低了。此外，监视器的显示范围是有限的，一个图像的大显示尺寸使其它图像的尺寸受到限制。换句话说，改变超声波图像条件的连动性导致要仔细观察的超声波图像的图像质量和显示尺寸受到限制。

发明内容

根据本发明的一个方面，提供了显示提高三维诊断效率的超声波图像的超声波诊断设备和方法。

根据本发明的另一个方面，提供了包括如下的超声波诊断设备：发送和接收单元，被配置成通过超声波探针对对象的多个平面发送和接收超声波；和图像信号生成单元，被配置成根据来自发送和接收单元的接收信号进行图像处理和生成指示每个平面的超声波图像的图像信号，其中，发送和接收单元或图像信号生成单元被配置成在与其它平面不同的条件下对一个平面进行发送和接收或图像处理。

根据本发明的又一个方面，提供了包括如下的显示超声波图像的方法：发送和接收单元，被配置成通过超声波探针对对象的多个平面发送和接收超声波；和根据通过发送和接收获得的接收信号进行图像处理，生成指示每个平面的超声波图像的图像信号，其中，对一个平面进行发送和接收或图像处理的条件不同于对另一个平面的条件。

附图说明

通过结合附图对本发明的优选实施例进行如下详细描述，本发明的这些和其它优点将更加清楚，在附图中：

图1是本发明的超声波诊断设备的一个示范性实施例的方块图；
图2是该示范性实施例的超声波诊断设备进行的处理的流程图；
图3是示出存储在该示范性实施例的控制数据库中的文件的组成部分的帧格式的图形；

图4是示出该示范性实施例的第一示范性显示实施例的帧格式的

图形；

图5是示出该示范性实施例的第二示范性显示实施例的帧格式的图形；

图6是示出该示范性实施例的第三示范性显示实施例的帧格式的图形；和

图7是示出该示范性实施例的第四示范性显示实施例的帧格式的图形。

具体实施方式

现在参照附图描述本发明的各种实施例，在附图中，相同的标号在几个图形中表示相同或相应的部分。

(组成部分)

如图1所示，一个示范性实施例的超声波诊断设备10包括控制单元11、发送和接收单元12、信号处理单元13、二维阵列探针14、监视器15、包括键盘、跟踪球或命令触摸屏(TCS)的操作单元16、和生物信号获取单元17。

控制单元11进一步包括CPU(中央处理单元)111、控制程序单元112和控制数据库113。CPU111处理各种信号。控制程序单元112存储供CPU111处理用的程序。控制数据库113存储与多平面扫描功能或多显示功能有关的数据。

发送和接收单元12进一步包括发送电路121、接收电路122、发送和接收控制单元123和发送和接收控制存储器124。发送电路121发送驱动二维阵列探针14的脉冲信号。接收电路122处理从对象18反射的超声波信号。发送和接收控制单元123根据从CPU111传送的控制信号控制发送电路121和接收电路122。发送和接收控制存储器124临时存储来自控制数据库113的发送和接收控制数据。

信号处理单元13进一步包括信号处理电路131、图像处理存储器134、图像处理控制单元133、和图像屏幕生成电路132。信号处理电路131处理从接收电路122传送的接收信号。图像处理存储器134临

时存储从控制数据库 113 传送的控制数据。图像处理控制单元 133 接收从 CPU 111 和图像处理存储器 134 传送的控制数据，并将信号处理控制信号发送到信号处理电路 131。图像屏幕生成电路 132 根据来自图像处理存储器 134 的控制数据，将来自信号处理电路 131 的图像信号转换成显示屏幕数据。

控制数据库 113 存储控制文件。控制文件包括多显示功能的超声波图像的每种结构的文件。控制文件是为同时显示在监视器 15 中的所有数 (n) 个超声波图像设置的。例如，按如下设置控制数据：二图像显示的控制数据、三图像显示的控制数据、四图像显示的控制数据……。此外，当显示图像的数量是 n 个时，设置多种显示模式。例如，在二图像显示模式中，存在以相同尺寸显示图像的控制数据和显示一个小图像和显示另一个大图像的控制数据等。换句话说，当显示模式的数量是 m 和图像的数量是 n 时，将控制数据分组成文件 F_{nm} 。举例来说，文件 F_{20} 的内容如图 3(b) 所示。文件 F_{20} 是二图像显示的第 0 控制文件。在本说明中，同时显示的两个图像被命名为 A 图像和 B 图像。为这些图像的每一个设置数据。每一个的数据被进一步分组成发送和接收控制数据和图像显示控制数据。例如，发送和接收控制数据进一步包括与超声波驱动功率、扫描线密度、接收增益、脉冲选通范围、波束延迟数据、扫描次序等有关的数据。例如，图像显示控制数据进一步包括与亮度范围、显示尺寸、彩色/单色显示、冻结/动画 (movie) 显示等有关的数据。

预先假定，第 m 显示模式的 X 图像的第 o 数据用 TX_{mo} 表示。在这个示范性实施例中，多显示功能的默认设置是文件 F_{n0} 。文件 F_{n0} 被设置成与以相同方式显示多个图像的迄今已知多显示模式相同。

接着，参照图 2 说明这个示范性实施例的超声波诊断设备的操作。在如下的说明中，预先假定同时显示多个图像。作为 A 图像和 B 图像的图像并排显示着。

首先，对这个示范性实施例的超声波诊断设备供电，和通过预定操作选择二图像显示的显示模式。接着，在步骤 S11 中，在相同发送

和接收条件以及图像显示条件下显示 A 图像和 B 图像。这种方式与迄今已知多显示功能相同。通过观看这个图像，操作人员在超声波图像中搜索感兴趣部分和捕捉对象的目标部分。

接着，操作人员进一步仔细观察和诊断。在步骤 S12 中，操作人员操作操作输入单元 16 的 TCS、鼠标、和跟踪球，以便发出选择适当超声波图像显示模式的指令。通过步骤 S12 的这个指令，在步骤 S13 中，选择存储在控制数据库 113 中的文件 Fnm 之一。

在步骤 S15 中，将所选文件的发送和接收控制数据临时存储在发送和接收控制数据存储单元 124 中。在步骤 S16 中，将所选文件的信号处理控制数据临时存储在图像控制数据存储单元 134 中。

同时，将所选文件 Fnm 的一部分控制数据用作在步骤 S14 中计算控制参数的数据。将计算的数据也临时存储在发送和接收控制数据存储单元 124 或图像控制数据存储单元 134 中。

根据发送和接收控制数据存储单元 124 中的临时存储数据，在步骤 S17 中，驱动发送电路 121 和接收电路 122，和进行对对象的发送和接收。在步骤 S18 中，将在接收电路 122 中处理的接收信号输入信号处理电路 131 中。信号处理电路 131 根据存储在图像控制数据存储单元 134 中的用于图像显示的控制数据，生成用于图像显示的图像数据。

将来自信号处理电路 131 的图像数据输入图像屏幕生成电路 132 中。图像屏幕生成电路 132 在步骤 S19 中构建要显示的屏幕。屏幕的构建根据存储在图像控制数据存储单元 134 中的控制数据进行。在步骤 S20 中，按照步骤 S19 的设置，将 A 图像和 B 图像的像元映射到图像屏幕生成电路 132 中的屏幕帧存储器中。

接着，在步骤 S21 中，将图像屏幕生成电路 132 的屏幕帧存储器连续读入监视器 15 中。这样，具有不同发送和接收条件以及图像显示条件的 A 图像和 B 图像两者都显示在监视器 15 中。

此外，在步骤 S22 中，判断是否改变 A 图像和 B 图像的发送和接收条件以及图像显示条件。在改变条件的情况下，当输入指令时，处理返回到步骤 S12。在不改变条件的情况下，保持文件 Fnm 的条件

数据。

此外，在这个示范性实施例中，说明了显示两个图像的情况。但是，通过预先假定超过一个的图像对应于 A 图像和其它图像对应于 B 图像，上述方式适用于一般超过三个的图像显示。

接着，参照图 4-图 7 揭示这个示范性实施例中显示在监视器 15 上的图像的显示实施例的例子。这里，将说明显示两个图像的情况。

(第一示范性显示实施例)

图 4 示出了改变显示的外观。在这个示范性显示实施例中，初始状态与多显示功能的屏幕的迄今已知外观相同。在相同条件下显示指示不同平面的 A 图像 41 和 B 图像 42。

在这个示范性显示实施例中，在步骤 S12 中，操作人员在操作单元 16 的 TCS 上点击指示选择右图像的图标。这个图标用于使只移动所选图像。

这个“选择右边”图标对应于存储在控制数据库 113 中的文件 F2a。在步骤 S13 中，按条件数据搜索文件 F2a。下面描述搜索文件 F2a 中的控制数据。在 A 图像的发送和接收控制数据中，对于参数 $k = 1$ 到 k ，设置数据 TAak 和 TBak，以便只对 A 图像扫描。换句话说，最好设置 TAak，以便只对 A 图像扫描，和设置 TBak，以便不对 B 图像扫描。根据 TAak 将 GAak 设置成显示条件，和设置 GBak，以便不刷新图像和使其处在冻结状态。

通过这种处理，最后将图像数据映射在图像屏幕生成电路 132 中。因此，将每个帧的屏幕数据传送到监视器 15。这样，如图 4(b)所示，作为实时动画的右图像 46 和作为另一个平面的冻结图像的左图像 47 被显示在监视器 15 上。

在这个示范性显示实施例中，无需等待对 B 图像的扫描，只重复对 A 图像的扫描。这样，提高了 A 图像的帧速率，并且操作人员可以观察到 A 图像的平滑图像。

(第二示范性显示实施例)

图 5 示出了改变显示的外观。在这个示范性显示实施例中，初始

状态与多显示功能的屏幕的迄今已知外观相同。在相同条件下显示指示不同平面的 A 图像 51 和 B 图像 52。

在这个示范性显示实施例中，在步骤 S12 中，操作人员在操作单元 16 的 TCS 上点击指示显示改进右图像的图标。

这个“改进右边”图标对应于存储在控制数据库 113 中的文件 F2b。在步骤 S13 中，按条件数据搜索文件 F2b。在这个文件 F2b 中，在指示图像显示控制数据的帧速率的项目 i 中，将数据设置成 $GA0i = GAbi$ 和 $GB0i = GBbi$ 。换句话说，在改变了显示条件之后，保持相同的帧速率。另一方面，在指示发送和接收控制数据中的扫描线密度的项目 h 中，按如下设置数据。首先，在文件 F20 中， $TA0h = TB0h$ 。在初始状态下，不区分 A 图像和 B 图像。但是，在用于改变的文件 F2b 中， $TA0h > TB0h$ 。换句话说，显示的 A 图像比 B 图像更密。

在步骤 S15 和 S16 中，将这个控制数据传送到发送和接收控制单元 123 以及控制单元 133。这样，无需改变 A 图像和 B 图像的帧速率，就可以改进 A 图像的扫描线密度和成功地扫描 B 图像。

通过这种处理，最后将图像数据映射在图像屏幕生成电路 132 中。因此，将每个帧的屏幕数据传送到监视器 15。这样，如图 4(b)所示，作为实时动画的右图像 46 和作为另一个平面的冻结图像的左图像 47 被显示在监视器 15 上。这样，在监视器 15 上实时显示出改进的 A 图像和变差的 B 图像。

在这个示范性显示实施例中，无需停止一个图像的扫描，就可以改进另一个图像。操作人员可以通过观察多个图像和仔细观察一个图像明白三维关系。

另外，在上面的说明中，改变扫描线密度和保持帧速率。但是，也可以改变帧速率和保持扫描线密度。此外，可以改进一个图像的帧速率和扫描线密度两者。

在提高一个图像的帧速率的情况下，每个平面的扫描次序如下所示。当 A 图像的帧速率被提高时，可以将控制数据设置成只扫描 B 图像一次，而扫描 A 图像两次。例如，扫描整个 A 图像，而扫描半个 B

图像。如果扫描线密度彼此相同，也可以 A 图像的每两个扫描线被发送和接收，而 B 图像的一个扫描线被发送和接收。

另外，可以由操作人员设置扫描线密度的具体值。可以事先设置几个扫描线密度值，并且操作人员可以从几个值中选择。可以配备输入这些值的装置，并且可以按照输入值设置扫描线密度。

(第三示范性显示实施例)

图 6 示出了改变显示的外观。在这个示范性显示实施例中，初始状态与多显示功能的屏幕的迄今已知外观相同。在相同条件下显示指示不同平面的 A 图像 61 和 B 图像 62。

在这个示范性显示实施例中，在步骤 S12 中，操作人员在操作单元 16 的 TCS 上点击指示放大右图像的图标。

这个“放大右边”图标对应于存储在控制数据库 113 中的文件 F2c。在步骤 S13 中，按条件数据搜索文件 F2c。在这个文件 F2c 中，将 TAch 和 TBch ($TAch > TBch$) 设置成有关发送和接收控制数据的扫描线密度的数据，和将 GAci 和 GBci ($GAci > GBci$) 设置成有关图像显示数据的显示尺寸的数据。

另一方面，在指示发送和接收控制数据中的扫描线密度的项目 h 中，按如下设置数据。首先，在文件 F20 中， $TAch = TBch$ 。在初始状态下，不区分 A 图像和 B 图像。但是，在用于改变的文件 F2c 中，将数据设置成 $TAch > TBch$ 。换句话说，显示的 A 图像比 B 图像更密。在指示图像显示控制数据的显示尺寸的项目 i 中，按如下设置数据。在文件 F20 中，将数据设置成 $GA0i = GB0i$ 。在初始状态下，不区分 A 图像和 B 图像。但是，在用于改变的文件 F2c 中，将数据设置成 $GAci > GBci$ 。换句话说，A 图像的显示尺寸大于 B 图像的显示尺寸。

通过像上面那样设置的控制数据发送和接收超声波束和生成屏幕图像 65。这样，如图 6(b)所示，显示的 A 图像大于 B 图像，并具有比 B 图像更密的扫描线。另外，两个图像都实时移动。

在这个示范性显示实施例中，无需停止一个图像的扫描，就可以改进另一个图像。操作人员可以通过观察多个图像和仔细观察一个图

像明白三维关系。

另外，在上面的说明中，改变扫描线密度和显示尺寸，而保持帧速率。但是，也可以改变帧速率和显示尺寸，而保持扫描线密度。此外，可以改进一个图像的帧速率和扫描线密度两者。这种方式的具体方法几乎与第一示范性显示实施例中的上述方式相同。

另外，作为设置扫描线密度和显示尺寸的具体值的方法，可以事先设置几个扫描线密度或显示尺寸的值，并且操作人员可以从几个值中选择。可以配备输入这些值的装置，并可以按照输入值设置扫描线密度或显示尺寸。

(第四示范性显示实施例)

图7示出了改变显示的外观。在这个示范性显示实施例中，初始状态与多显示功能的屏幕的迄今已知外观相同。在相同条件下显示指示不同平面的A图像71和B图像72。

另外，在这个示范性显示实施例中，配备了生物信号获取单元17。生物信号可以是心电图(ECG)信号、心音图(PCG)信号或呼吸信号之一。在本说明中，生物信号是ECG信号，并且配备了穿过食道多平面探针。穿过食道(transesophageal)多平面探针根据ECG信号的同步成像心脏的纵向平面和横向平面。ECG 73像图7(a)那样显示在监视器上。

在这个示范性显示实施例中，在步骤S12中，操作人员在操作单元16的TCS上点击指示交替改变的图标。

这个“交替改变”图标对应于存储在控制数据库113中的文件F2d。在步骤S13中，按条件数据搜索文件F2d。在这个文件F2d中，将TAdk和TBdk(TAdk<TBdk)设置成有关发送和接收数据的扫描线密度的数据，和将GAdk和GBdk(GAdk>GBdk)设置成有关图像显示数据的显示尺寸的数据。首先，按照这种设置，B图像会更大和更密。

当检测R波时，切换和重写发送和接收控制数据存储单元124中有关A图像的数据和有关B图像的数据。换句话说，将TBdk设置成有

关 A 图像的数据，和将 TAdk 设置成有关 B 图像的数据。这个处理是在步骤 S13 中完成的。通过重复步骤 S13 到 S19，重复 A 图像和 B 图像的切换显示条件。

这样，在一个心搏周期中，操作人员可以观察一个平面，并且在下一个心搏周期中，操作人员可以无需停止一个平面的扫描地观察另一个平面。

另外，上面的说明适用于使用除穿过食道多平面探针之外的情况，不用说，这种方式也适用于使用通过从外部接近身体使用的二维阵列探针的情况。在用于观察心脏的情况下，这种方式尤其有效。

另外，在上面的说明中，改变扫描线密度和显示尺寸，而保持帧速率。但是，也可以改变帧速率和显示尺寸，而保持扫描线密度。此外，可以改进一个图像的帧速率、扫描线密度和显示尺寸三者。这种方式的具体方法几乎与第一示范性显示实施例中的上述方式相同。

另外，作为设置扫描线密度和显示尺寸的具体值的方法，可以事先设置几个扫描线密度或显示尺寸的值，并且操作人员可以从几个值中选择。可以配备输入这些值的装置，并可以按照输入值设置扫描线密度或显示尺寸。

图1

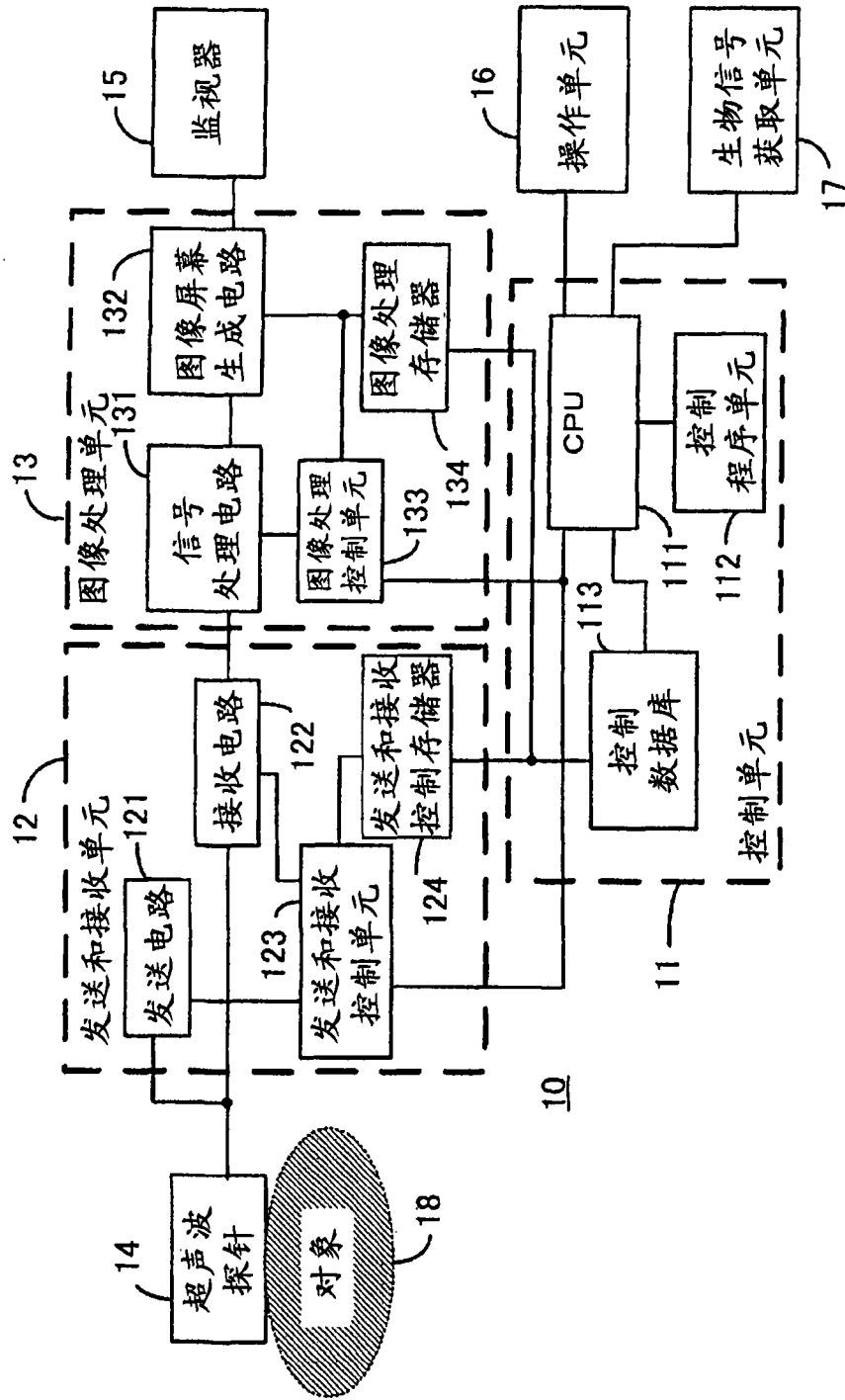


图2

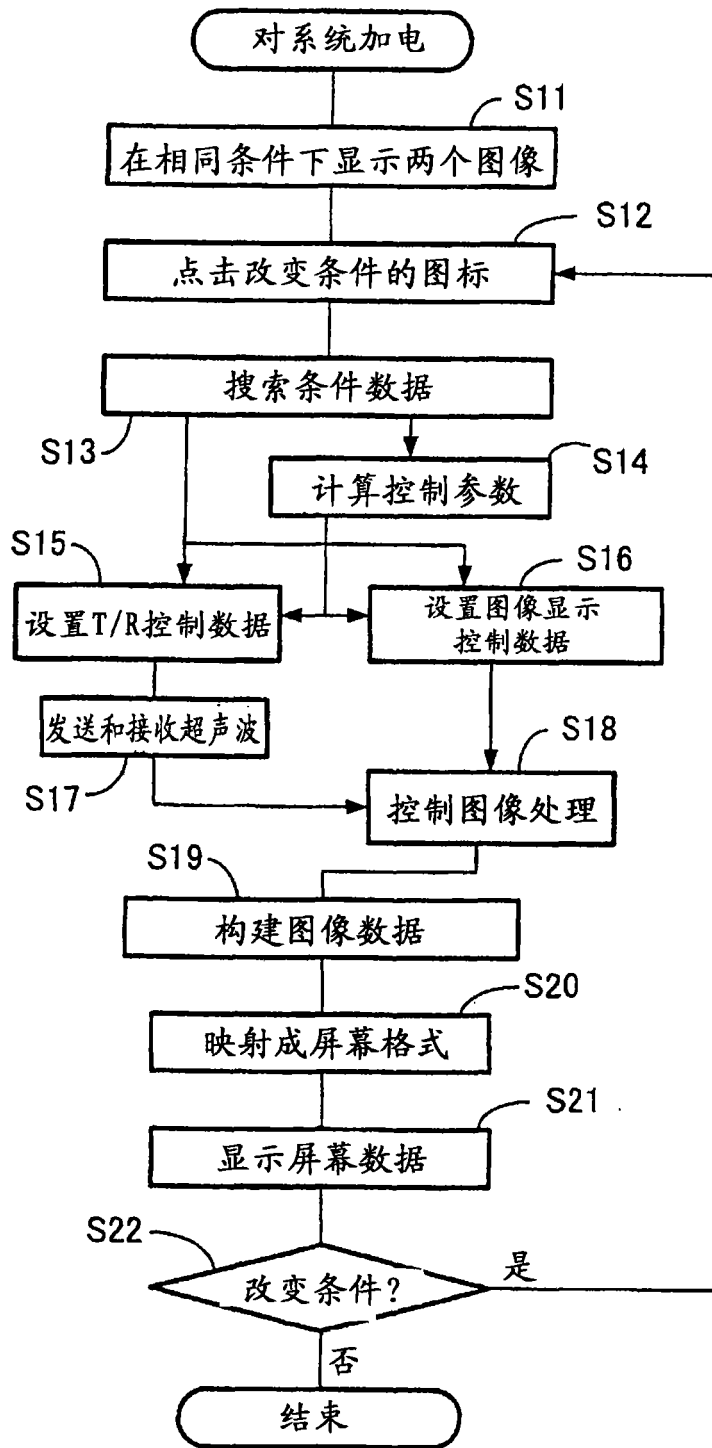
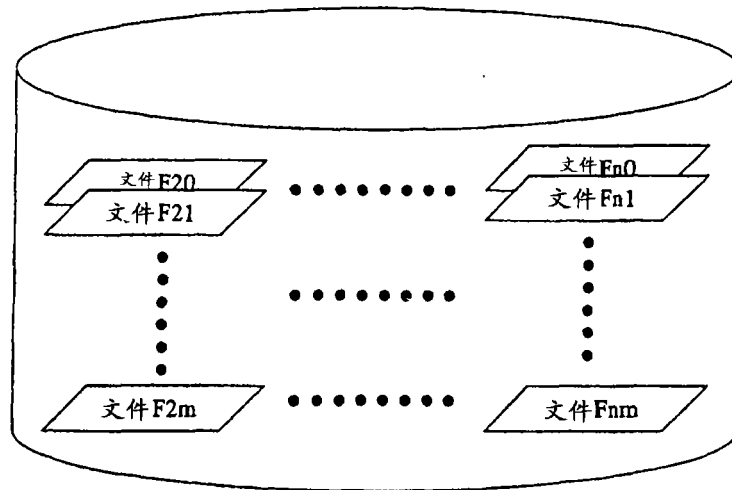


图3 (a)



文件 Fnm

图3 (b)

文件 F2m						
A 图 像	T/R 控制数据	TA01	TA02	TA03	TA04	...
	显示控制数据	GA01	GA01	GA03	GA04	...
B 图 像	T/R 控制数据	TB01=TA01	TB02=TA02	TB03=TA03	TB04=TA04	...
	显示控制数据	GB01=GA01	GB02=GA01	GB03=GA03	GB04=GA04	...

文件 Fnm						
A 图 像	T/R 控制数据	TAn1	TAn2	TAn3	TAn4	...
	显示控制数据	GAn1	GAn2	GAn3	GAn4	...
B 图 像	T/R 控制数据	TBn1	TBn2	TBn3	TBn4	...
	显示控制数据	GBn1	GBn2	GBn3	GBn4	...

图4 (a)

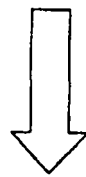
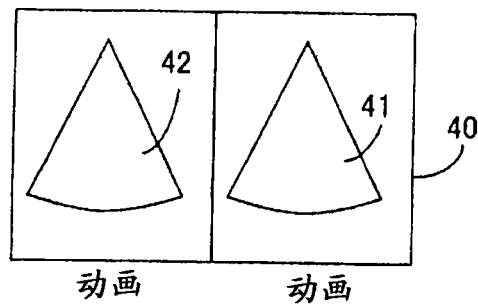


图4 (b)

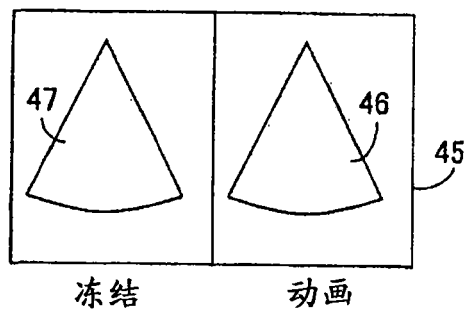


图 5(a)

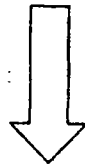
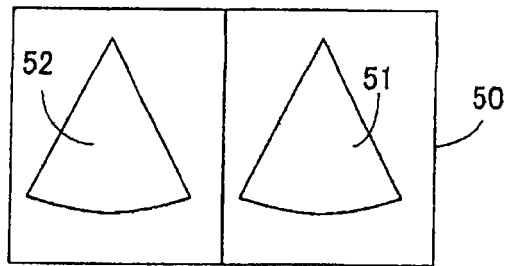


图 5(b)

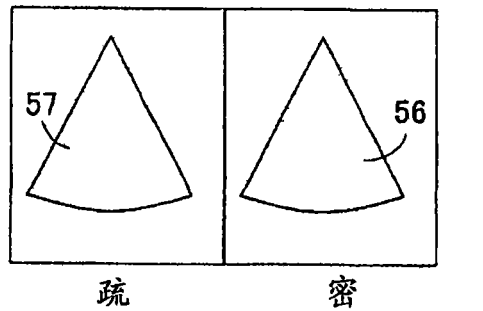


图 6(a)

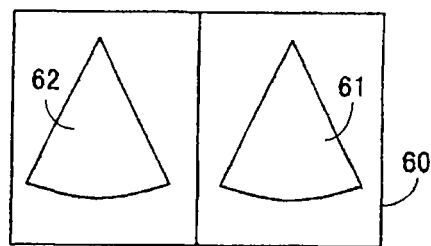
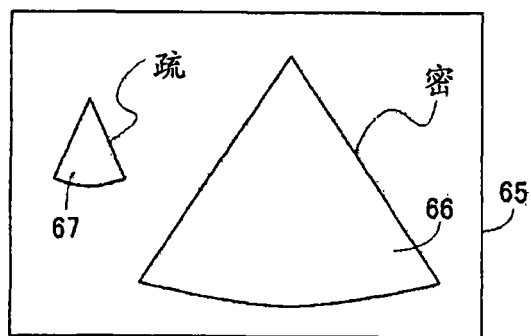
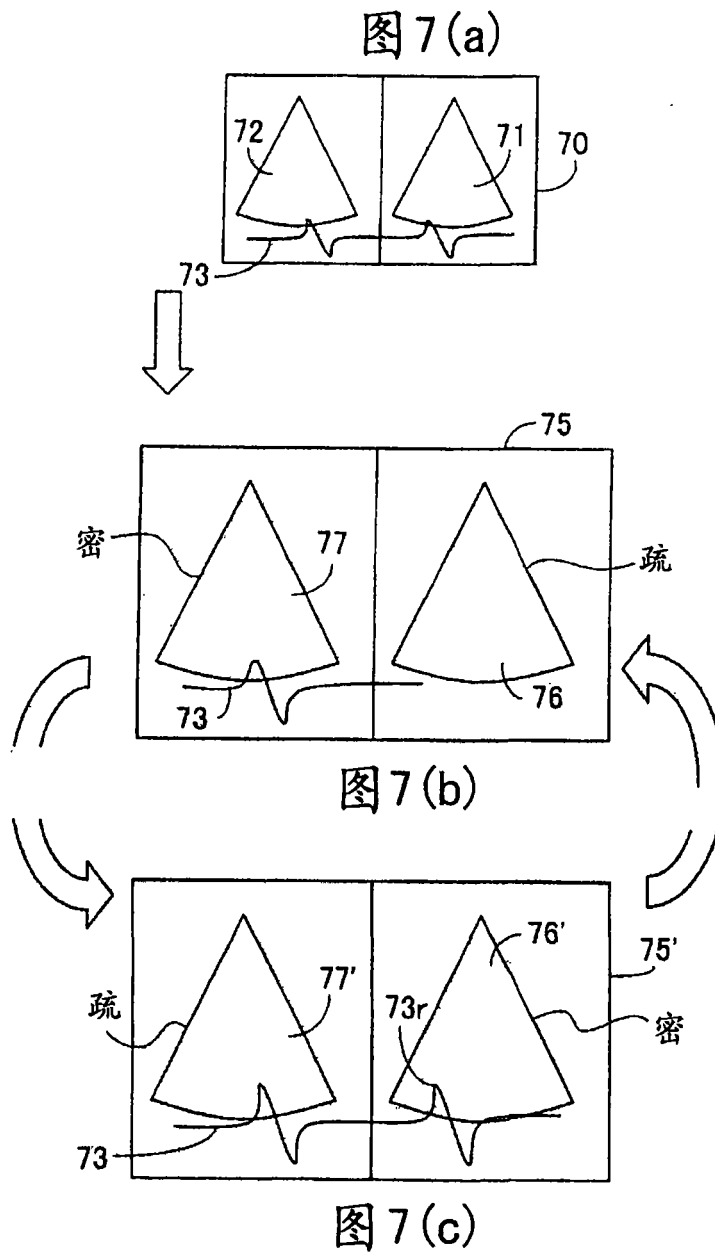


图 6(b)





专利名称(译)	显示超声波图像的超声波诊断设备和方法		
公开(公告)号	CN101036586A	公开(公告)日	2007-09-19
申请号	CN200710088129.2	申请日	2007-03-15
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	中嶋修 樋口治郎 赤木和哉 郡司隆之 栗田康一郎		
发明人	中嶋修 樋口治郎 赤木和哉 郡司隆之 栗田康一郎		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/145 A61B8/00 A61B8/0883 A61B8/463 G01S7/52074 G01S7/52085		
代理人(译)	康建忠		
优先权	2006071041 2006-03-15 JP		
其他公开文献	CN100518664C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声波诊断设备包括：发送和接收单元，被配置成通过超声波探针对象的多个平面发送和接收超声波；和图像信号生成单元，被配置成根据来自发送和接收单元接收的信号进行图像处理并生成指示每个平面的超声波图像的图像信号，其中，发送和接收单元或图像信号生成单元被配置成在与其它平面不同的条件下对一个平面进行发送和接收或图像处理。

