



# [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200480007578.4

[43] 公开日 2006年4月19日

[11] 公开号 CN 1761428A

[22] 申请日 2004.3.19  
 [21] 申请号 200480007578.4  
 [30] 优先权  
     [32] 2003. 3. 20 [33] JP [31] 078833/2003  
 [86] 国际申请 PCT/JP2004/003745 2004. 3. 19  
 [87] 国际公布 WO2004/082482 日 2004. 9. 30  
 [85] 进入国家阶段日期 2005. 9. 20  
 [71] 申请人 松下电器产业株式会社  
     地址 日本大阪府  
 [72] 发明人 秋山恒 藤井清

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
 代理人 王 英

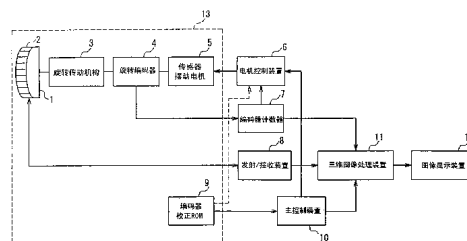
权利要求书 2 页 说明书 12 页 附图 4 页

## [54] 发明名称

超声波探测器和超声波诊断设备

## [57] 摘要

提供一种优良的超声波诊断设备，不管使用什么样的超声波探测器都能够以更准确的空间位置形成三维图像，而不会导致处理能力的降低。一种超声波探测器，包括：超声波收发器，旋转传动机构，旋转编码器，收发器摆动电机，和编码器校正 ROM。对应通过计数来自旋转编码器的脉冲而得到的每个计数值的超声波收发器的实际摆动扫描角预先存储在编码器校正 ROM 中。三维图像处理装置在实际摆动扫描角的方向上形成主截面扫描平面的三维图像，同时根据由主控制装置读出的编码器校正 ROM 的内容，校正来自编码器计数器的编码器计数值。



1、一种超声波探测器，包括：

超声波传感器，其扫描超声波束；

传感器摆动电机，其使得所述超声波传感器能够在与所述超声波束的扫描方向相交的方向上执行摆动扫描；

旋转编码器，其根据所述传感器摆动电机的旋转位置产生脉冲；和

编码器校正ROM，其存储对应通过计数来自所述旋转编码器的脉冲而得到的每个计数值的超声波传感器的实际摆动扫描角，并将所存储的超声波传感器的实际摆动扫描角输出到外部。

2、根据权利要求1的超声波探测器，其中所述编码器校正ROM存储摆动方向角度，该摆动方向角度在摆动扫描的前进路径上和在该摆动扫描的返回路径上是不相同的。

3、一种超声波诊断设备，包括：

超声波探测器，其包括：超声波传感器，其扫描超声波束；传感器摆动电机，其使得所述超声波传感器能够在与所述超声波束的扫描方向相交的方向上执行摆动扫描；旋转编码器，其根据所述传感器摆动电机的旋转位置产生脉冲；编码器校正ROM，其存储对应于通过计数来自旋转编码器的脉冲而得到的每个计数值的超声波传感器的实际摆动扫描角，并将所存储的超声波传感器的实际摆动扫描角输出到外部；

发射/接收装置，其激励所述超声波传感器的振子并接收被对象反射回来的超声波回波；

编码器计数器，其计数来自所述旋转编码器的脉冲数；

主控制装置，其从在所述超声波探测器内的所述编码器校正ROM中读出对应每个所述计数值的所述超声波传感器的实际摆动扫描角；

电机控制装置，其根据来自所述编码器计数器的计数值，执行所述传感器摆动电机的驱动控制；

三维图像处理装置，其基于由所述发射/接收装置得到的超声波回波数

据、来自所述编码器计数器的计数值和由所述主控制装置提供的对应每个所述计数值的所述超声波传感器的实际摆动扫描角，而形成三维图像；以及

图像显示装置，其显示该三维图像。

4、根据权利要求3的超声波诊断设备，其中所述编码器校正ROM存储摆动方向角度，该摆动方向角度在所述摆动扫描的前进路径上和在该摆动扫描的返回路径上是不相同的。

5、一种超声波诊断设备，包括：

超声波探测器，其包括：超声波传感器，其扫描超声波束；传感器摆动电机，其使得所述超声波传感器能够在与所述超声波束的扫描方向相交的方向上执行摆动扫描；旋转编码器，其根据所述传感器摆动电机的旋转位置产生脉冲；编码器校正ROM，其存储对应通过计数来自旋转编码器的脉冲而得到的每个计数值的超声波传感器的实际摆动扫描角，并将所存储的该超声波传感器的实际摆动扫描角输出到外部；

发射/接收装置，其激励所述超声波传感器的振子并接收被对象反射回来的超声波回波；

编码器计数器，其计数来自所述旋转编码器的脉冲数；

主控制装置，其从在所述超声波探测器内的所述编码器校正ROM中读出对应每个所述计数值的所述超声波传感器的实际摆动扫描角；

电机控制装置，其根据来自所述编码器计数器的所述计数值和由所述主控制装置提供的对应每个所述计数值的所述超声波传感器的实际摆动扫描角，对所述传感器摆动电机执行驱动控制；

三维图像处理装置，其基于由所述发射/接收装置得到的超声波回波数据，形成三维图像；以及

图像显示装置，其显示该三维图像。

6、根据权利要求5的超声波诊断设备，其中所述编码器校正ROM存储摆动方向角度，该摆动方向角度在摆动扫描的前进路径上和在该摆动扫描的返回路径上是不相同的。

## 超声波探测器和超声波诊断设备

### 发明领域

本发明涉及一种超声波探测器，其目的是通过接收超声回波来获得三维回波数据，该超声回波是向活体等中的组织发射的超声波束的反射而产生的，本发明涉及还涉及一种使用该超声波探测器的超声波诊断设备。

### 背景技术

通常，作为用在意图三维显示活体组织的状况的超声波诊断设备中的用于获得三维数据的超声波传感器，已知一种超声波探测器，包括用于扫描超声波束的超声波收发器(transducer)，其如此配置以机械地摆动(swing)该超声波收发器从而在与波束扫描方向的交叉方向上执行摆动扫描(swing scanning)(例如，参见JP 3(1991)-184532 A)。通过同时执行超声波束扫描(下文称主截面扫描(principal cross-section scanning))和摆动扫描，能够得到与瞬间移动的两个扫描平面的相交线对应的回波数据，即，三维回波数据。

所得到的三维回波数据经过三维图像处理，从而在看起来具有深度的平面内显示图像，显示所需要的截面(cross section)等。

对于这种三维图像处理来说，每个回波数据在三维空间中的方向分量都必须是已知的。

在超声波收发器由多个元件阵列组成的情况下，电动地执行波束扫描，因而通过扫描位置、组成超声波收发器的收发器元件的布置以及波束方向，能够获得回波数据在波束扫描平面内的方向分量。

同时，超声波探测器如此配置以便通过计数来自被设置到用于摆动超声波收发器的电机的转轴上的旋转编码器的脉冲，来得到被机械扫描的摆动扫描平面的角度。

近年来，用超声波诊断设备形成的三维图像已被用于观察活体的组织状况、在监视三维图像的同时穿刺(puncturing)及指导(guideline)，或者测量器官、肿瘤、胎儿等等的距离和角度，从而提高其可用性。

从这些医疗目的的需要出发，超声波诊断设备必须形成比常规超声波诊断设备具有更高精度的三维图像，即，形成空间位置正确的图像。

但是，在上述常规超声波诊断设备中，形成三维图像所必需的摆动扫描角度（swing scanning angle）是仅仅通过计数从超声波探测器内的被设置在摆动电机的转轴上的旋转编码器输出的脉冲而得到的。一般，在使用电机的机械扫描中，对应于通过计数来自旋转编码器的脉冲而得到的每个计数值的超声波收发器的实际摆动扫描角是随着不同的超声波探测器而变化的，这归因于在电机的转轴和旋转编码器之间的安装精度的变化、旋转传动机构(rotation transmission mechanism)的抖动(wobbling)、在超声波收发器和旋转传动机构之间的安装精度的变化、旋转编码器自身的变化等等。

例如，已知一种超声波探测器，其基于编码器信息，校正随超声波探测器的扫描负载量的变化而出现的扫描误差(旋转传动机构对应于速度的弯曲或伸长)(例如参见 JP 2(1990)-57242 A)。但是，这种超声波探测器要求具有用于校正的电源、开关等，并且需要中断其操作，这将导致超声波诊断设备的尺寸增大，以及在可使用性和成本方面产生问题。

即使在超声波诊断设备的主单元具有校正上述变化的装置的情况下，也必须在所使用的超声波探测器每次改变时执行校正处理，比如输入对应于每个计数值的超声波收发器实际摆动扫描角度。

还有，在通过往复(reciprocation)进行的摆动扫描而获得三维数据的情况下，对应于通过计数来自旋转编码器的脉冲而得到的每个计数值的超声波收发器的实际摆动扫描角度在其前进路径(forward path)上和在其返回路径(return path)上的可能不相同，这是由于旋转传动机构等的抖动引起的。

也就是说，对应每个计数值的摆动扫描角度随各个超声波探测器而变，并且在其摆动的前进路径上和其返回路径上也不相同。因此，取决于所使用的超声波探测器，由于其往复摆动等，引起所形成的三维图像扭曲变形，偏移，颤动，这些可能导致比如在偏离操作者所期望的方向上穿刺这类的问题，以及导致距离和角度的测量结果产生很大的误差。

而且，如果想要对所使用的每个超声波探测器校正这些变化，为解决这些问题，操作者就不得不在超声波探测器每次改变时执行校正处理，而这会使处理能力的降低。

关于这一点，例如，已知一种超声波诊断设备，其通过预先将回差(backlash)校正信号加到编码器的输出信号上来执行校正(参见 JP 1(1989)-227743 A)。但是，这种设备有一个问题，就是其只能校正正在摆动往复中摆动扫描角的固定偏差。

## 发明内容

本发明的目的是为解决上述常见问题，从而提供一种优良的超声波诊断设备，其不管使用什么样的超声波探测器都能够以更准确的空间位置形成三维图像，而不会导致处理能力的降低，以及提供一种适合于在这些超声波诊断设备中使用的超声波探测器。

为达到上述目的，根据本发明的超声波探测器包括：扫描超声波束的超声波收发器；允许超声波收发器在与超声波束的扫描方向相交的方向上执行摆动扫描的收发器摆动电机；根据收发器摆动电机的旋转位置产生脉冲的旋转编码器；以及编码器校正 ROM，其存储对应于通过计数来自旋转编码器的脉冲而得到的每个计数值的超声波收发器的实际摆动扫描角度，并将已存储的超声波收发器的实际摆动扫描角输出到外部。

根据这种配置，对应于通过计数来自所述旋转编码器的脉冲而得到的每个计数值的超声波收发器的实际摆动扫描角预先存储在编码器校正 ROM 中，从而可以知道对应于每个计数值的超声波收发器实际摆动扫描角，取决于机械扫描的方法，该实际摆动扫描角随各个超声波探测器而变。

而且，在根据本发明的超声波探测器中，编码器校正 ROM 优选存储在摆动扫描的前进路径上和摆动扫描的返回路径上是不相同的摆动方向角度。

根据这种配置，对应通过计数来自旋转编码器的脉冲而得到的计数值的超声波收发器在摆动的前进路径上和在其返回路径上的实际摆动扫描角，可以被预先存储在编码器校正 ROM 中，从而可以得到对应于每个计数值的超声波收发器的实际摆动扫描角，取决于机械扫描的方法，该实际摆动扫描角随各个超声波探测器而变，且在摆动的前进路径上和在其返回路径上是不相同的。

而且,为了达到上述目标,根据本发明的第一种超声波诊断设备包括:根据本发明的超声波探测器;发射/接收装置,其激励超声波收发器的振子并接收对象反射回来的超声波回波;编码器计数器,其计数来自旋转编码器的脉冲数;主控制装置,其从在超声波探测器内的编码器校正 ROM 中读出对应于每个计数值的超声波收发器实际摆动扫描角;电机控制装置,其根据来自编码计数器的计数值,执行对收发器摆动电机的驱动控制;三维图像处理装置,其基于由发射/接收装置得到的超声波回波数据、来自编码器计数器的计数值和由主控制装置提供的对应每个计数值的超声波收发器的实际摆动扫描角,形成三维图像;以及显示三维图像的图像显示装置。

根据这种配置,可以形成三维图像,而该三维图像是基于随各个超声波探测器而变化的对应于每个计数值的超声波传感器的实际摆动扫描角被校正过的。

为了达到上述目标,根据本发明的第二种超声波诊断设备包括:根据本发明的超声波探测器;发射/接收装置,其激励超声波收发器的振子并接收对象反射回来的超声波回波;编码器计数器,其计数来自旋转编码器的脉冲数;主控制装置,其从在超声波探测器内的编码器校正 ROM 中读出对应于每个计数值的超声波收发器的实际摆动扫描角;电机控制装置,其根据来自编码器计数器的计数值和由主控制装置提供的对应每个计数值的超声波收发器的实际摆动扫描角,执行对收发器摆动电机的驱动控制;三维图像处理装置,其基于由发射/接收装置得到的超声波回波数据,形成三维图像;以及显示三维图像的图像显示装置。

根据这种配置,基于随不同的超声波探测器而变化的对应于每个计数值的超声波收发器的实际摆动扫描角,来校正摆动扫描方向,同时就控制了摆动。

根据上述配置,能够得到一种优良的超声波诊断设备,不管使用什么样的超声波探测器都能够以更准确的空间位置形成三维图像,而不会导致处理能力的降低。

而且,因使用可低价购得且尺寸较小的闪存 ROM 或 E-square ROM 作为编码器校正 ROM,因此可实现成本低、小尺寸的超声波探测器。

此外，由于非易失性的校正数据被预先存储在编码器校正 ROM 中，所以用于获得校正所必需的数据的时间就不再需要了。

再者，与常规实例不同，根据超声波收发器的摆动扫描角(即，编码器的输出值)，在摆动的前进路径上和在其返回路径上的角度的偏差能够灵活地加以校正。

## 附图说明

图 1 是表示根据本发明的相应实施例的超声波诊断设备的配置的实例的方块图；

图 2 是表示图 1 的旋转编码器 4 的配置的视图，及由此得到的 Z-脉冲和 A-脉冲的波形图；

图 3 是表示存储在图 1 的编码器校正 ROM 中的内容(content)的视图；

图 4 是表示在本发明的实施例中形成三维图像的状态的视图；

图 5 是表示在本发明的实施例中编码器校正 ROM 的内容的视图，在编码器校正 ROM 中存储了在摆动扫描的前进路径是和在在其返回路径上各不相同的编码器校正值；

图 6 是表示在本发明的实施例中形成三维图像的状态的视图，该三维图像是经过分别对在摆动扫描的前进路径上和在其返回路径上的摆动扫描角校正后得到的。

## 具体实施方式

下面将参考附图详细说明本发明的优选实施例。

### 实施例 1

图 1 是表示根据本发明的实施例 1 的超声波诊断设备的配置的例子方块图。图 1 中所示的超声波诊断设备也将被用在下文中所描述的各个实施例中。

在图 1 中，根据本实施例的超声波诊断设备包括：具有布置成阵列的多个收发器元件 2 的超声波收发器 1，收发器元件 2 将超声波束发射到活体内，并且将来自活体内组织的超声波回波转换成电信号。每个收发器元件 2

受到由发射/接收装置 8 提供的发射脉冲激励。发射/接收装置 8 被控制以提供具有不同相位的发射脉冲给布置在超声波收发器 1 中的部分或全部收发器元件 2，以便使发射脉冲集中在活体内的预定深度上，即，形成发射波束。

上面提到的发射到活体的超声波束作为回波瞬间就从活体内的相应组织上返回来。在针对与各收发器元件 2 形成的各个接收角度而提供不同的延迟时间后，发射/接收装置 8 对被超声波收发器 1 的收发器元件 2 转换成电信号的超声波回波执行加法运算，以便在预定的方向上形成各个接收波束。通过发射/接收，前面所述的发射波束和这个接收波束形成一个声波扫描线，即，发射/接收装置 8 沿这个声波扫描线产生并输出超声波回波数据。

如上面所提到的，通过按顺序切换用于发射/接收的收发器元件的组，或者改变发射/接收波束的方向，来执行发射/接收以便在不同方向上形成声波扫描线。最终，形成一个主截面扫描平面。

此外，根据本实施例的超声波诊断设备包括：收发器摆动电机 5，其使得超声波收发器 1 能够在与上面提到的主截面扫描平面相交的方向上执行摆动扫描，收发器摆动电机 5 受到电机控制装置 6 驱动控制。通过同时执行主截面扫描和摆动扫描，发射/接收装置 8 能够产生与主截面扫描平面和摆动扫描平面的相交线对应的超声波回波数据。一般，这两个扫描平面不被独立地扫描，而是被扫描以便同等地获得在有机体内特定三维部分的超声波回波数据。也就是说，执行主截面扫描和摆动扫描，使得每一次摆动扫描过程中主截面扫描平面的数量都保持常量，在各个主截面扫描平面之间的角度也基本相同。

因此，电机控制装置 6 需要去控制摆动，同时持续地监视连接到收发器摆动电机 5 上的超声波收发器 1 的摆动扫描角。为了得到这个摆动扫描角，根据本实施例的超声波诊断设备包括旋转编码器 4，其设置在收发器摆动电机 5 的转轴上。图 2 中示出了旋转编码器 4 的一优选实例。该旋转编码器 4 包括设置在转轴 20 上的 Z-脉冲转子 21 以便在转轴 20 转到一定角度时输出一个脉冲(下文称 Z-脉冲)。例如，在磁编码器中，Z-脉冲转子 21 被磁化以致于每转动一周就产生一个 Z-脉冲，Z-脉冲传感器 23 检测 Z-脉冲转子 21 的磁化部分并输出 Z-脉冲。同样，旋转编码器 4 包括 A-脉冲转子 22 和 A-脉冲传感器 24，使得转轴 20 每转动一周就固定地产生数百个脉冲(下

文称 A-脉冲)。

在上面的说明中举例说明了磁编码器，但光学编码器或者机械编码器可以用在本发明的配置中。

编码器计数器 7 由来自旋转编码器 4 的 Z-脉冲重置，由 A-脉冲进行加法功减法计数。并且，其计数值与收发器摆动电机 5 的转轴的角度，即，超声波收发器 1 的摆动扫描角相对应。正如上述，根据编码器计数器 7 提供的计数值，电机控制装置 6 可以得到超声波收发器 1 当前的摆动扫描角，因而能够控制收发器摆动电机 5 以便移动超声波收发器 1 到达下一个预定的摆动扫描角。

通过如上所述同步执行主截面扫描和摆动扫描得到的在活体内特定三维部分上的超声波回波数据，从发射/接收装置 8 发射到三维图像处理装置 11。在三维图像处理装置 11 中，对所得到的超声波回波数据执行三维图像处理，从而可以将活体内特定三维部分的结构显示成好似有一定深度，或者在具有平坦的或者轻微弯曲的显示表面的图像显示装置 12 上显示从某一方向的观察点观看的该结构。为了执行这个三维图像处理，需要已知所得到的每个声波扫描线的超声波回波数据在三维空间中的方向分量。三维图像处理装置 11 根据组成超声波收发器 1 的收发器元件 2 的布置和发射/接收波束的方向的布置，得到在主截面扫描平面上的扫描方向的角度方向分量。然而，三维图像处理装置 11 根据编码器计数器 7 提供的计数值，得到在摆动扫描平面上的扫描方向的角度方向分量。

一般来说，在使用机械扫描方法的超声波诊断设备中，对应于通过计数来自旋转编码器 4 的脉冲而得到的每个计数值的超声波收发器 1 的实际摆动扫描角随超声波诊断设备而改变，这归因于在收发器摆动电机 5 的转轴和旋转编码器 4 之间的安装精度、旋转传动机构 3 相对收发器摆动电机 5 的转轴和超声波收发器 1 的精度、在超声波收发器 1 和旋转传动机构 3 之间的安装精度、用于产生 Z-脉冲的旋转编码器 4 的角度精度、A-脉冲的数量相对转轴的角度线性度等各个变量的累加。

提供编码器校正 ROM 9 用于存储对应从编码器计数器 7 得到的每个计数值的超声波收发器 1 的实际摆动扫描角，或者存储对应该摆动扫描角的数值。在超声波诊断设备中的电流为 OFF 之后，编码器校正 ROM 9 保存该

已存储值，在电流再次变为 ON 之前不会丢失该值。

存储在编码器校正 ROM 中的值由主控制装置 10 读取，该值或经适当值校正过的值随后经主控制装置 10 传送到三维图像处理装置 11，电机控制装置 6，或者向三维图像处理装置 11 和电机控制装置 6 二者都传送。

一般在超声波诊断设备中，超声波收发器 1 或具有与其成一体的外围部分的超声波收发器 1 可以与超声波诊断设备的主体部分分离开来，是可移动的，称之为超声波探测器。即，某个超声波探测器不必总是和同一超声波诊断设备的主体部分设置在一起。

在根据本实施例的超声波诊断设备中，超声波收发器 1、旋转编码器 4、收发器摆动电机 5 和编码器校正 ROM 9 组成超声波探测器 13，该超声波传感器 13 能够与超声波诊断设备的主体部分分离开。这是因为，由于基本上所有可能导致对应旋转编码器 4 的计数值的摆动扫描角出现变化的部分都被包含在内，因而，即使在超声波探测器被应用到不同超声波诊断设备的主体部分的情况下，编码器校正 ROM 9 也可以一起校正该变化的累加。

所以，不必说，除上述组件之外的其它超声波诊断设备组件被添加到超声波探测器 13 内的配置也是可行的。

## 实施例 2

接下来，将参考附图 1 和实施例 1 详细说明本发明的实施例 2。

一般，摆动扫描大多数是作为往复(reciprocating)扫描执行。使用这个方法的目的更实时地形成三维图像。也在这种情况下，即使在由编码器计数器 7 提供的计数值在摆动扫描的前进路径上和在其返回路径上是相等的时候，其实际摆动扫描角也经常是不相同的，这是除上面提到的问题之外，由机械扫描方法引起的另一个问题。

这主要是由连接收发器摆动电机 5 的转轴和超声波收发器 1 的旋转传动机构引起的。例如，在使用齿轮的旋转传动机构中，在所述齿轮向前转动和向后转动时，从动齿轮相对电机的转轴的转动角度的转角是不相同的，这是由于在所述齿轮和从动轮相互配合的位置存在空转。而且，在使用传动带或金属丝的情况下，由于传动带或金属丝的延长，会出现相同的现象。

在通过执行摆动扫描形成三维图像的情况下，如果将由编码器计数器 7

提供的计数值直接提供给三维图像处理装置 11，则上述现象导致形成的在前进路径和返回路径上三维图像的位置不相同，即，三维图像颤动的问题，或者在前进路径和返回路径上形成的三维图像的变形不相同的问题。

在根据本实施例的超声波诊断设备中，由于编码器校正 ROM 9 可以存储在旋转扫描的前进路径上和其返回路径上的不同校正数据，用于前进路径的校正数据可以用在摆动的前进路径上，用于返回路径的校正数据可以用在摆动的返回路径上，从而解决了上述问题。

### 实施例 3

接下来，参考附图 2 至 6 详细说明作为本发明的实施例 3 的超声波诊断设备，该超声波诊断设备利用包括上面提到的编码器校正 ROM 9 等的超声波探测器 13 形成更精确的三维图像。

在根据本实施例的超声波诊断设备的编码器校正 ROM 9 中，预先存储图 3 所示的校正值 31。在图 3 中，直线 30 表示对应编码器计数器 7 的计数值的超声波收发器 1 的摆动扫描角为理想值的情况，并且其中编码器计数器 7 是使用旋转编码器 4 加法计数器，该旋转编码器 4 在收发器摆动电机 5 的转轴旋转一周的过程中产生 N 个 A-脉冲，当转轴的角度是 0 度时，产生一个 Z-脉冲。此外，本例举例说明了转轴的角度与超声波收发器 1 的角度相同时的情况，但也可以采用旋转传动机构 3 的旋转速度传动比不是 1:1 的情况。

然而，图 3 中的校正值 31 表示对应于由编码器计数器 7 提供的计数值的超声波收发器 1 的实际摆动扫描角，其表示，例如，当计数值为“j”时，这个超声波探测器的实际角度是“a'”，尽管其理想角度是“a”。同理，对应于计数值“k”的实际角度是“b'”而理想角度是“b”。

从存储这些校正值 31 的编码器校正 ROM 9 中，主控制装置 10 读出校正值 31，并将读出的校正值 31 传送到三维图像处理装置 11。

接着，除图 3 外再参考图 4 详细说明三维图像处理装置 11 使用校正值 31 形成三维图像的方法。例如，由编码器计数器 7 提供的计数值为“j”，除非提供校正值，否则仅仅能够在图 4 内的摆动扫描方向上的角度“a”形成主截面扫描平面 40。另一方面，由于实际角度“a'”是从主控制装置 10

中事先获得的，所以可以在偏离了差值为“ $a'-a$ ”的方向上形成主截面扫描平面 41。同样，当从编码器计数器 7 得到计数值“ $k$ ”时，形成从主截面扫描平面 42 移开的主截面扫描平面 43。

如上面所提到的，三维图像处理装置 11 预先获得对于所用超声波探测器 13 的编码器校正值，并可以以实际摆动扫描角形成主截面扫描平面的图像，同时对所得到的超声波回波数据校正编码器计数值，从而形成更精确的活体组织的三维图像。

而且，图 5 和 6 示出了执行往复摆动扫描的实例。如图 5 所示，具有增加编码器计数值的方向的前进路径校正数据 51 和具有减小编码器计数值的方向的返回路径校正数据 52 预先存储在编码器校正 ROM 9 中。理想情况为，两个校正数据在如直线 50 所示的相同轨迹上。图 5 中的编码器校正数据 51 和 52 表示，例如，当编码器计数值为“ $k$ ”时，超声波收发器的实际摆动扫描角在前进路径上的为“ $c$ ”，而其在返回路径上的为“ $c'$ ”。

因前进路径校正数据 51 和返回路径校正数据 52 由主控制装置 10 预先传送到三维图像处理装置 11，当由编码器计数器 7 提供的计数值为“ $k$ ”时，如果没有提供校正数据，则仅仅在前进路径和返回路径两者上的摆动扫描方向以角度“ $c$ ”形成主截面扫描平面 60，如图 6 的例子所示。但是，三维图像处理装置 11 从主控制装置 10 预先得到了在前进路径上的实际角度“ $c'$ ”，因而沿偏移了大小为“ $c'-c$ ”的方向形成在前进路径上的主截面扫描平面的图像 63，沿偏移了大小为“ $c-c'$ ”的方向形成在返回路径上的主截面扫描平面的图像 61。

如上所述，根据本发明的超声波诊断设备，三维图像处理装置 11 预先得到了所应用的超声波探测器 13 在摆动扫描的前进路径上和其返回路径上的两个编码器校正数据，对所获得的超声波回波数据将在前进路径上和返回路径上的编码器计数值校正为不同值，因而同时可以以实际摆动扫描角形成主截面扫描平面的图像，因此形成活体组织的更精确的三维图像。

#### 实施例 4

接下来，将详细说明作为本发明的实施例 4 的超声波诊断设备，其能够使用编码器校正 ROM 9，依靠电机控制装置 6 形成更精确的三维图像。

在实施例3中，三维图像处理装置11基于编码器校正值，校正将要形成的三维图像的角度，而依靠电机控制装置6也能够得到同样的效果。如前所述，在图3中的校正值31为对应于由编码器计数器7提供的计数值的超声波收发器1的实际摆动扫描角。这个校正值由主控制装置10预先传送到电机控制装置6(图1中用虚线箭头表示)。

例如，当所期望的超声波收发器1的摆动扫描角为“a”时，除非电机控制装置6有一个校正值，否则除控制收发器摆动电机5外再无其它手段以使由编码器计数器7提供的计数值可以是“j”。这里，由于当计数值为“j”是实际摆动扫描角是“a”，超声波收发器1在偏离期望值“a'-a”的方向上。但是，根据本发明的超声波诊断设备的电机控制装置6事先得到了编码器校正值，因而可以控制收发器摆动电机5以使对应于期望值“a”的编码器计数值是“j”。

如果将要形成的每个主截面扫描的角度由主控制装置10事先提供给三维图像处理装置11，则三维图像处理装置11在所提供的角度的方向上形成图像，因为所得到的超声波回波数据已经对应于所期望的摆动扫描角的主截面扫描平面。因此，根据本实施例的超声波诊断设备，可以形成活体组织的更精确的三维图像。

如上所述，本发明能够提供优良的超声波诊断设备，其能够校正在电机的转轴和旋转编码器之间的安装精度的变化、旋转传动机构的精度的变化、在超声波收发器和旋转传动机构之间的安装精度的变化、以及旋转编码器自身的变化(它们可以随着各个超声波探测器而变化)，因而，不管使用什么样的超声波探测器，可以形成空间位置更准确的三维图像。

另外，由于上面所描述的各种变化的校正是针对每个超声波探测器执行的，并且超声波诊断设备的主体部分可以获得该校正数据，并校正超声波收发器的摆动扫描角，因此能够提供优良的超声波诊断设备，即使当所用探测器改变时，该超声波诊断设备不要求操作者执行任何校正处理，并以高精度显示三维图像。

此外，编码器校正ROM能够存储在摆动扫描的前进路径上和返回路径上是不相同的摆动方向角度，因而可以校正对应编码器计数值的超声波收发器的实际摆动扫描角，该超声波收发器的实际摆动扫描角在前进路径

上和在其返回路径上是不相同的，这是由于旋转传动机构的抖动等造成的，由此提供一优良的超声波诊断设备，不管使用什么样的超声波探测器，都能够抑止依赖于往复摆动的图像的闪烁或者变形的问题。

而且，通过使用可以低价格得到的且尺寸小的闪存 ROM 或 E-square ROM 作为编码器校正 ROM，能够实现低成本、尺寸小的超声波探测器。

另外，由于非易失的校正数据被预先存储在编码器校正 ROM 中，所以不再额外需要用于获得用于该校正所必需的数据的时间。

另外，与传统实例不同，根据超声波收发器的摆动扫描角(即，编码器的输出值)，在摆动的前进路径上和在其返回路径上的角度的偏差可以灵活地加以校正。

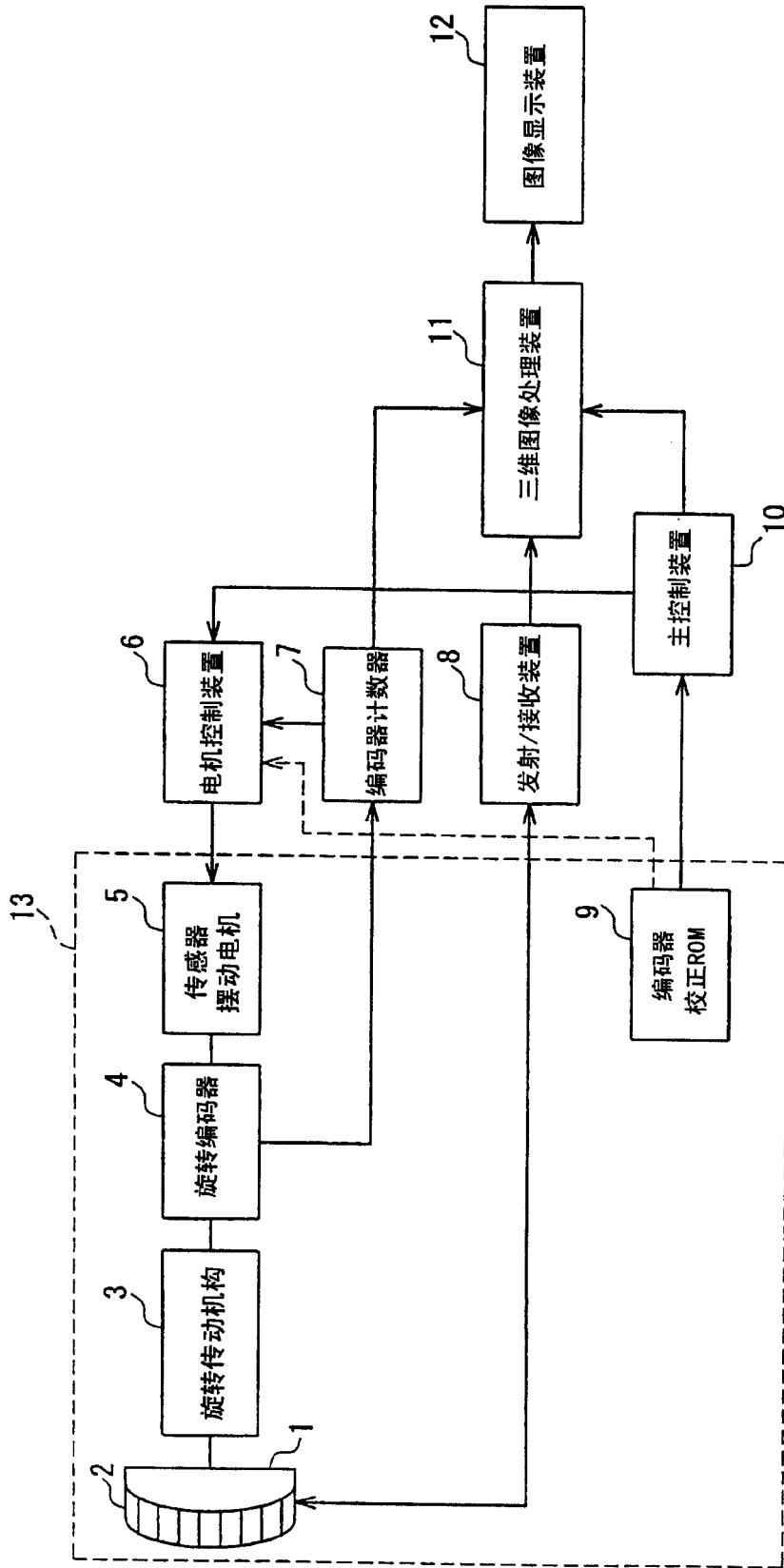


图1

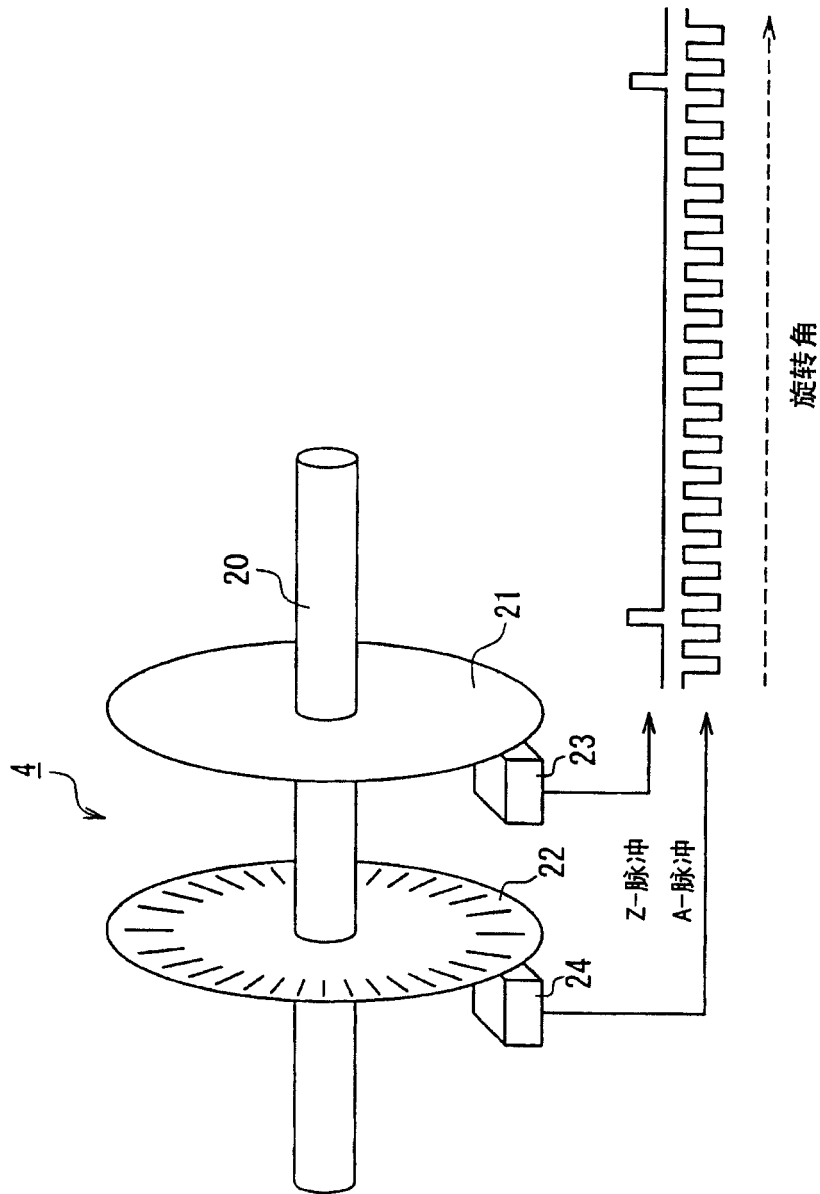


图2

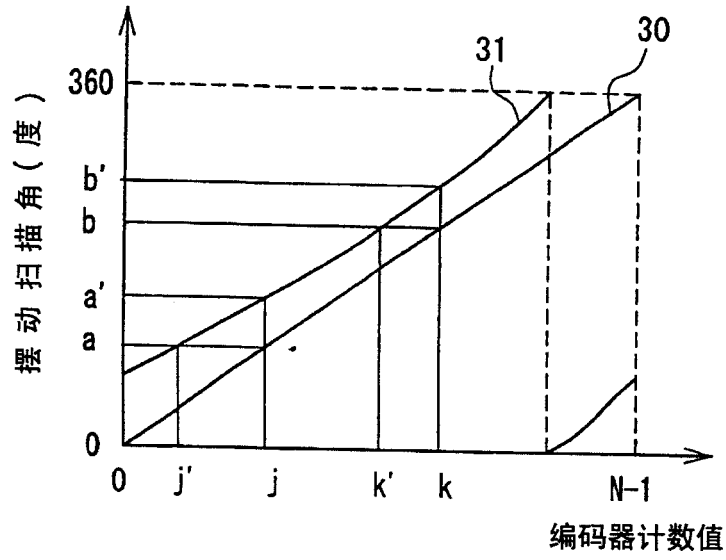


图3

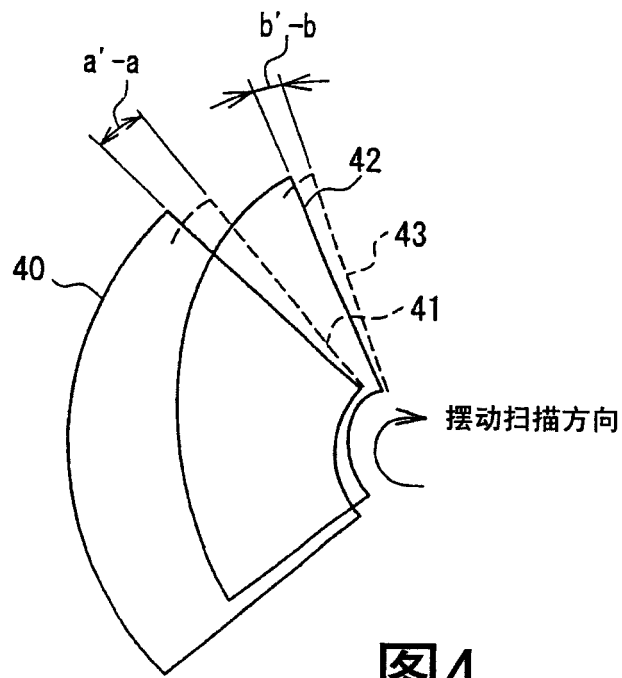


图4

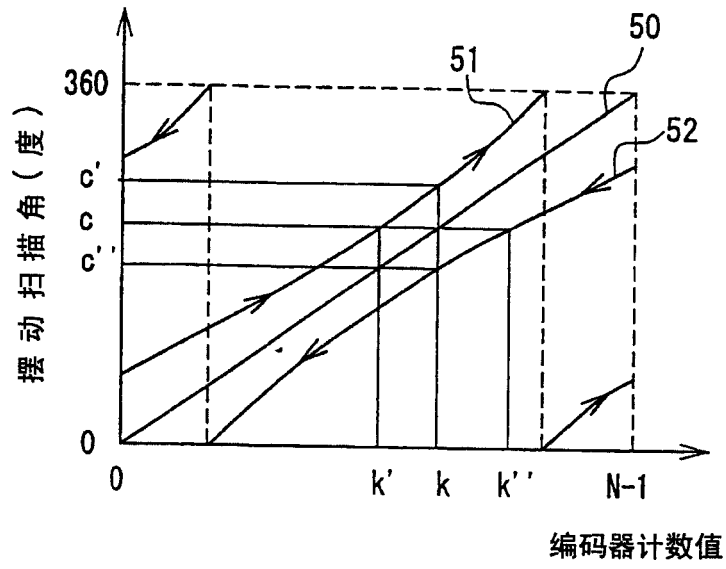
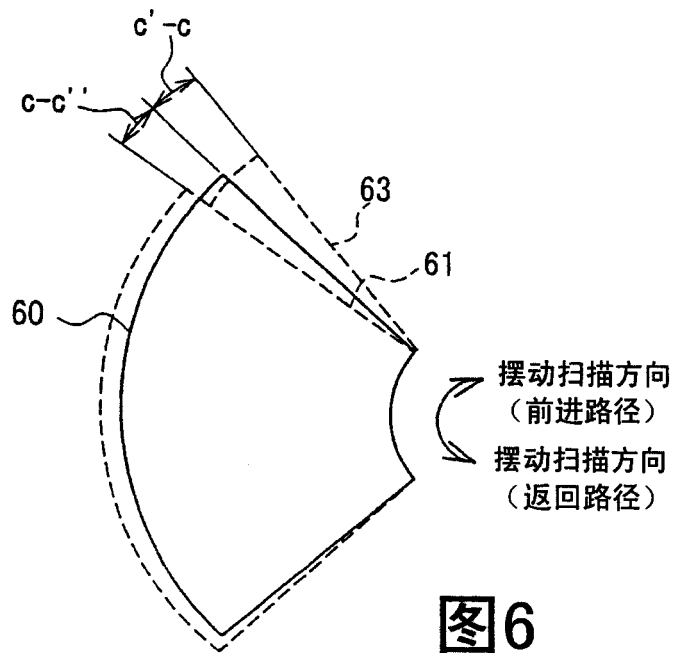


图5



|               |  |         |            |
|---------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译)       | 超声波探测器和超声波诊断设备                                 |         |            |
| 公开(公告)号       | <a href="#">CN1761428A</a>                     | 公开(公告)日 | 2006-04-19 |
| 申请号           | CN200480007578.4                               | 申请日     | 2004-03-19 |
| 申请(专利权)人(译)   | 松下电器产业株式会社                                     |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译) | 松下电器产业株式会社                                     |         |            |
| [标]发明人        | 秋山恒<br>藤井清                                     |         |            |
| 发明人           | 秋山恒<br>藤井清                                     |         |            |
| IPC分类号        | A61B8/00                                       |         |            |
| CPC分类号        | A61B8/483 A61B8/00 A61B8/4461                  |         |            |
| 代理人(译)        | 王英   |         |            |
| 优先权           | 2003078833 2003-03-20 JP                       |         |            |
| 外部链接          | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a> |         |            |

摘要(译)

提供一种优良的超声波诊断设备，不管使用什么样的超声波探测器都能够以更准确的空间位置形成三维图像，而不会导致处理能力的降低。一种超声波探测器，包括：超声波收发器，旋转传动机构，旋转编码器，收发器摆动电机，和编码器校正ROM。对应通过计数来自旋转编码器的脉冲而得到的每个计数值的超声波收发器的实际摆动扫描角预先存储在编码器校正ROM中。三维图像处理装置在实际摆动扫描角的方向上形成主截面扫描平面的三维图像，同时根据由主控制装置读出的编码器校正ROM的内容，校正来自编码器计数器的编码器计数值。

