

[51] Int. Cl.
A61B 8/14 (2006.01)



[21] 申请号 200810165839.5

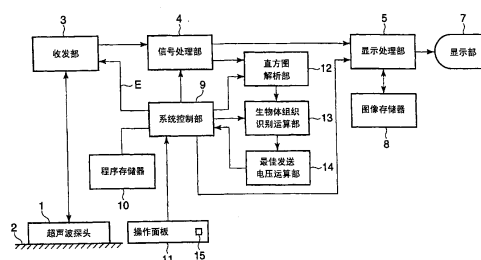
[11] 公开号 CN 101396290A

[72] 发明人 掛江明弘

权利要求书 3 页 说明书 11 页 附图 4 页

超声波诊断装置及其方法

本发明提供一种超声波诊断装置及其方法，求出被识别为被检查体(2)的各图像区域($m \times n$)内的灵敏度(SNR_i)的平均值(SNR_{mean})，若该灵敏度(SNR_i)的平均值(SNR_{mean})比阈值(SNR_{target})大，则根据灵敏度的平均值(SNR_{min})与阈值(SNR_{target})的差，限制对超声波探头(1)的发送电压(E)。



1、一种超声波诊断装置，其特征在于，具备：

超声波探头；

收发部，对上述超声波探头发送电压而使其发送超声波束，通过上述超声波探头接收来自被检查体的回波；

信号处理部，从上述收发部的输出信号取得上述被检查体的超声波图像数据；

被检查体识别部，从上述超声波图像数据中识别对应于上述被检查体的图像区域；

最佳电压运算部，基于由上述被检查体识别部识别为上述被检查体的上述图像区域内的灵敏度和预先设定的阈值，限制对上述超声波探头的上述发送电压。

2、如权利要求1所述的超声波诊断装置，

上述最佳电压运算部，求出上述图像区域内的灵敏度的平均值，并对上述灵敏度的平均值与上述阈值进行比较，若上述灵敏度的平均值比上述阈值大，则使对上述超声波探头的上述发送电压降低。

3、如权利要求2所述的超声波诊断装置，

上述最佳电压运算部将上述发送电压降低与对应于上述灵敏度的平均值和上述阈值的差的电压值相当的量。

4、如权利要求1所述的超声波诊断装置，

上述最佳电压运算部，在从上述超声波探头发送的上述超声波束的每次扫描中求出上述灵敏度，并基于上述灵敏度和预先设定的阈值，限制对上述超声波探头的上述发送电压。

5、如权利要求1所述的超声波诊断装置，

上述最佳电压运算部能够在被设定于上述被检查体的关注区域的内外，分别独立地设定上述预先设定的阈值。

6、如权利要求1所述的超声波诊断装置，

上述最佳电压运算部实时地、或者每一定周期地进行对上述超声波探头的上述发送电压的限制。

7、如权利要求1所述的超声波诊断装置，

还具有最佳化指示部，该最佳化指示部用于给出将对上述超声波探头的上述发送电压最佳化的指示，

上述最佳电压运算部在接收到来自上述最佳化指示部的指示时，求出由上述被检查体识别部识别出的上述图像区域内的灵敏度，并基于上述灵敏度和上述预先设定的阈值，限制对上述超声波探头的上述发送电压。

8、如权利要求7所述的超声波诊断装置，

上述最佳化指示部具有接受手动操作而对上述最佳电压运算部给予上述指示的开关。

9、如权利要求1所述的超声波诊断装置，

还具有形态变化检测部，该形态变化检测部根据上述超声波图像数据，检测上述被检查体的形态的变化，

上述最佳化指示部在由上述形态变化检测部检测到上述被检查体的形态的变化时，求出由上述被检查体识别部识别出的上述图像区域内的灵敏度，并基于上述灵敏度和上述预先设定的阈值，限制对上述超声波探头的上述发送电压。

10、如权利要求9所述的超声波诊断装置，

上述超声波图像数据由时间上连续的多个帧图像构成；

上述形态变化检测部对上述超声波图像数据的时间上相继的上述各帧图像进行比较，从而检测上述被检查体的形态的变化。

11、如权利要求1所述的超声波诊断装置，

至少上述图像区域内的上述灵敏度，根据上述超声波图像数据的亮度的平均值与噪声数据的差而被取得。

12、一种超声波诊断方法，其特征在于，

对超声波探头发送电压而使其发送超声波束；

通过上述超声波探头接收来自被检查体的回波；

从上述超声波探头的输出信号取得上述被检查体的超声波图像数据；

从上述超声波图像数据中识别对应于上述被检查体的图像区域；

基于被识别为上述被检查体的上述图像区域内的灵敏度和预先设定的阈值，限制对上述超声波探头的上述发送电压。

13、如权利要求12所述的超声波诊断方法，

对上述超声波探头的上述发送电压的限制为，求出上述图像区域内的灵敏度的平均值，

对上述灵敏度的平均值与上述阈值进行比较，

若上述灵敏度的平均值比上述阈值大，则使上述发送电压降低与对应于上述灵敏度的平均值与上述阈值的差的电压值相当的量。

超声波诊断装置及其方法

本申请基于 2007 年 9 月 26 日提出的日本专利申请第 2007-250295 号并主张其优先权，这里援用其全部内容。

技术领域

本发明涉及对生物体等的被检查体从超声波探头发送超声波束、接收来自被检查体的回波而取得被检查体的超声波图像数据的超声波诊断装置，并且涉及将对超声波探头发送的发送电压调节为最佳值的超声波诊断装置及其方法。

背景技术

超声波诊断装置将超声波探头接触在生物体等的被检查体上，在该状态下从超声波探头向被检查体内发送超声波束，并接收来自被检查体内的回波而取得被检查体的超声波图像数据。超声波探头发送基于从超声波诊断装置的系统控制部指示的发送电压的音响功率的超声波束。对超声波探头的发送电压在音响功率限制范围内，将预先由系统控制部设定的发送电压作为最大发送电压。

超声波束例如根据胎儿或内脏等的被检查体的种类而被调节，以使得不对这些胎儿或内脏等的被检查体进行大音响功率的发送。该超声波束的音响功率的调节是用户手动操作设在超声波诊断装置的面板上的声功率调节开关来进行的。基于该手动操作的超声波束的音响功率的调节是在音响功率限制范围内将预先由系统控制部计算的发送电压作为最大发送电压来进行的。

超声波束的音响功率的安全性在超声波诊断装置中也受到关注。对超声波束的发送电压被设定为预先由系统控制部运算的发送电压。因而，在实际的对被检查体的诊断时，对于被检查体中的不需要诊断的部位必须限制超声波束的音响功率。为了限制该超声波束的音响功率，用户通过手动

来操作声功率调节开关，将超声波束的音响功率调节为最佳值。这样的超声波束的音响功率的调节例如对被检查体的多个诊断部位的每一个进行。

但是，用户通过手动对多个诊断部位的每个部位一个一个操作音响功率调节开关而使超声波束的音响功率最佳化，会使对多个诊断部位的诊断的吞吐量降低。此外，为了诊断被检查体中的多个诊断部位，这些诊断部位的总的诊断时间变长。因此，超声波束对被检查体的照射时间变长。

另外，作为与控制超声波多普勒波谱法的超声波探头中具有多个压电振子的驱动方法而遵守发热限制或音响输出规则、并且以高灵敏度观察多普勒波谱的技术，例如有日本特开 2005-305129 号公报。该日本特开 2005-305129 号公报公开了同步于被检查体的生物体信号而切换对应于多个压电振子的驱动信号的振幅较高的高频率模式、和驱动信号的振幅较低的低功率模式的技术。

发明内容

本发明的目的是提供一种能够根据被检查体而将对超声波探头发送的发送电压自动地调节为最佳值的超声波诊断装置及其方法。

有关本发明的第 1 技术方案的超声波诊断装置，具备：超声波探头；收发部，对上述超声波探头发送电压而使其发送超声波束，通过上述超声波探头接收来自被检查体的回波；信号处理部，从上述收发部的输出信号取得上述被检查体的超声波图像数据；被检查体识别部，从上述超声波图像数据中识别对应于上述被检查体的图像区域；最佳电压运算部，基于由上述被检查体识别部识别为上述被检查体的上述图像区域内的灵敏度和预先设定的阈值，限制对上述超声波探头的上述发送电压。

有关本发明的第 2 技术方案的超声波诊断方法，对超声波探头发送电压而使其发送超声波束；通过上述超声波探头接收来自被检查体的回波；从上述超声波探头的输出信号取得上述被检查体的超声波图像数据；从上述超声波图像数据中识别对应于上述被检查体的图像区域；基于被识别为上述被检查体的上述图像区域内的灵敏度和预先设定的阈值，限制对上述超声波探头的上述发送电压。

附图说明

图 1 是表示有关本发明的超声波诊断装置的一实施方式的结构图。

图 2 是该装置的发送电压最佳化流程图。

图 3 是表示显示在该装置的显示部上的例如胎儿等的生物体的被检查体的超声波图像的示意图。

图 4 是表示通过该装置的生物体组织识别运算部判断为被检查体的生物体部分的示意图。

图 5 是表示通过该装置设定在超声波图像的关注区域的图。

图 6 是表示有关本发明的超声波诊断装置的另一实施方式的结构图。

具体实施方式

以下，参照附图对本发明的一实施方式进行说明。

图 1 表示超声波诊断装置的结构图。超声波探头 1 具有多个振子。超声波探头 1 接触在生物体等的被检查体 2 上，在该状态下将超声波束发送到被检查体 2 内，接收来自例如被检查体 2 内的对象部位的反射波，输出其回波信号。该超声波探头 1 与收发部 3 相连接。

收发部 3，将规定的发送波形的发送电压 E 以在各振子之间存在延迟的方式发送而驱动超声波探头 1 的各振子，由此扫描从超声波探头 1 发送的超声波束。与此同时，收发部 3 通过各振子接收来自被检查体 1 的反射波，对于从各振子输出的各回波信号分别进行接收延迟并相加。

信号处理部 4 输入收发部 3 的输出信号，对该收发部 3 的输出信号进行增益处理、相位检波处理、低通滤波（LPF）处理、压缩处理（LOG）、图像滤波处理等各种处理，输出该处理结果的被检查体数据。信号处理部 4 例如在超声波探头 1 的超声波束的每一次扫描中连续地输出被检查体数据。从信号处理部 4 输出的被检查体数据分别由具有亮度值的多个像素构成。若被检查体 2 是生物体，则将从信号处理部 4 输出的被检查体数据称作生物体数据。

显示处理部 5 输入信号处理部 4 的输出数据，基于该输出数据构建 2 维图像数据和 3 维图像数据的任一种或两者，进行动态范围等后处理，将 2 维超声波图像数据和 3 维超声波图像数据的任一种或两者显示在显示部 7

上。在显示处理部 5 上连接着图像存储器 8。显示处理部 5 将构建的 2 维超声波图像数据和 3 维超声波图像数据的任一种或两者存储在图像存储器 8 中。

显示部 7 例如由液晶显示器构成。

系统控制部 9 由 CPU 构成，与程序存储器 10 和操作面板 11 连接。在程序存储器 10 中，预先保存有超声波诊断装置的控制程序。系统控制部 9 通过执行预先保存在程序存储器 10 中的超声波诊断装置的控制程序，对收发部 3、信号处理部 4、显示处理部 5、直方图解析部 12、生物体组织识别运算部 13、以及最佳发送电压运算部 14 发出动作控制指令。

超声波诊断装置的控制程序在对超声波探头 1 发送电压而使其发送超声波束、通过超声波探头 1 接收来自被检查体 2 的回波而取得被检查体 2 的超声波图像数据时，从超声波图像数据中识别对应于被检查体 2 的图像区域，基于识别出的至少图像区域内的灵敏度和预先设定的阈值，限制对超声波探头 1 的发送电压 E。

在操作面板 11，设有用来操作本装置的各种开关等。在操作面板 11，设有手动操作的声功率调节开关 15。声功率调节开关 15 在被手动操作时对系统控制部 9 给予使对超声波探头 1 的发送电压 E 最佳化的指示。

直方图解析部 12 输入从信号处理部 4 输出的被检查体数据即超声波图像数据。直方图解析部 12 如图 3 所示，在超声波图像数据中在从超声波探头 1 将超声波束发送到被检查体 2 内的深度方向上设定样本 m（例如像素数）。与此同时，直方图解析部 12 在超声波束的扫描方向上设定光栅 n（例如像素数）。并且，直方图解析部 12 设定多个由样本 m 和光栅 n 构成的 1 图像区域（ $m \times n$ 像素）。1 像素区域（ $m \times n$ ）例如是 4×4 像素。

直方图解析部 12 对每一图像区域（ $m \times n$ ）分别求出从信号处理部 4 输出的被检查体数据的各亮度值的分散值 V_i ，并且对每一图像区域（ $m \times n$ ）分别进行信号处理部 4 的输出数据的各亮度值的平均处理（LPF），求出平均值 S_i 。

直方图解析部 12 从将向超声波探头 1 的发送电压 E 断开时的信号处理部 4 输入输出数据，并将该输出数据作为噪声数据收集。该噪声数据也可以预先存储在外部存储装置等中。在此情况下，噪声数据例如由系统控制

部 9 从外部存储装置读出, 传递给直方图解析部 12。直方图解析部 12 对每一图像区域 ($m \times n$) 分别进行噪声数据的各亮度值的平均处理 (LPF), 求出平均值 N_i 。

生物体组织识别运算部 13 获取由直方图解析部 12 求出的被检查体数据中的每一像素区域 ($m \times n$) 的亮度值的分散值 V_i 、平均值 S_i 和噪声数据的平均值 N_i 。生物体组织识别运算部 13 基于分散值 V_i 、平均值 S_i 和平均值 N_i , 对每一图像区域 ($m \times n$) 进行是否为被检查体 2 的判断。

具体而言, 生物体组织识别运算部 13 求出被检查体数据的平均值 S_i 与噪声数据的平均值 N_i 的差 SNR_i ,

$$SNR_i = S_i - N_i \quad \dots (1)$$

将该差 SNR_i 作为灵敏度。

生物体组织识别运算部 13 根据被检查体数据的分散值 V_i 和灵敏度 SNR_i , 对各图像区域 ($m \times n$) 进行是否为被检查体 2 的判断。是否为被检查体 2 的判断的条件是

$$SNR_i > SNR_{min} \quad \dots (2)$$

$$V_{min} < V_i < V_{max} \quad \dots (3)$$

这里, SNR_{min} 、 V_{min} 、 V_{max} 是预先设定的任意的值。

最佳发送电压运算部 14 基于由生物体组织识别运算部 13 识别为是被检查体 2 的各图像区域 ($m \times n$) 的灵敏度 SNR_i 和预先设定的阈值 SNR_{target} , 限制对于超声波探头 1 的发送电压 E 。具体而言, 最佳发送电压运算部 14 求出各像素区域 ($m \times n$) 内的 SNR_i 的平均值 SNR_{mean} 。灵敏度 SNR_i 的平均值 SNR_{mean} 是识别为是被检查体 2 的各图像区域 ($m \times n$) 的 S/N 值。

最佳发送电压运算部 14 对灵敏度的平均值 SNR_{mean} 与阈值 SNR_{target} 进行比较。灵敏度的平均值 SNR_{mean} 与阈值 SNR_{target} 的比较结果, 若灵敏度 SNR_i 的平均值 SNR_{mean} 比阈值 SNR_{target} 大, 则最佳发送电压运算部 14 求出将对超声波探头 2 的发送电压 E 降低与对应于平均值 SNR_{mean} 和阈值 SNR_{target} 的差的电压值相当的量 ΔE 的发送电压 $E = E_a - \Delta E$, 并将该发送电压 E 发送给系统控制部 9。 E_a 是降低了与电压值相当的量 ΔE 之前的发送电压。

系统控制部 9 接受由最佳发送电压运算部 14 求出的送电电压 $E (=E_a - \Delta E)$ ，并将该发送电压 E 反馈给收发部 3。

此外，系统控制部 9 若从声功率调节开关 15 接收到使对超声波探头 1 的发送电压 E 最佳化的指示，则在接收到使对超声波探头 1 的发送电压 E 最佳化的指示时，对直方图解析部 12、生物体组织识别运算部 13 和最佳发送电压运算部 14 发出动作控制指令，并与上述同样执行以下的控制。即是如下的控制：系统控制部 9 使灵敏度的平均值 SNR_{mean} 与阈值 SNR_{target} 比较。该比较的结果，若灵敏度 SNR_i 的平均值 SNR_{mean} 比阈值 SNR_{target} 大，则系统控制部 9 对最佳发送电压运算部 14 求出将对超声波探头 2 的发送电压 E 降低与对应于平均值 SNR_{mean} 和阈值 SNR_{target} 的差的电压值相当的量 ΔE 的发送电压 $E = E_a - \Delta E$ ，并将该发送电压 E 发送给系统控制部 9。系统控制部 9 被设定为，将对超声波探头 1 的发动电压 E 控制在音响功率限制范围内。

接着，按照图 2 所示的发送电压最佳化流程图，对如上述构成的装置中的对发送给超声波探头 1 的发送电压 E 的最佳值的调节作用进行说明。

首先，系统控制部 9 在步骤#1 中，对收发部 3 传送以音响功率限制范围内的最大的发送电压 E 从超声波探头 1 发送超声波束的指示。收发部 3 将规定的发送波形的发送电压 E 以在各振子之间存在延迟的方式发送而驱动超声波探头 1 的各振子。由此，超声波探头 1 在接触在生物体等的被检查体 2 上的状态下使超声波束扫描被检查体 2 内。超声波探头 1 例如接收来自被检查体 2 内的对象部位的反射波而输出其回波信号。收发部 3 在进行来自超声波探头 1 的超声波束的扫描的同时，对从超声波探头 1 的各振子输出的各回波信号分别进行接收延迟并相加。

信号处理部 4 对收发部 3 的输出信号进行增益处理、相位检波处理、LPF 处理、LOG 压缩处理、图像滤波处理等的各种处理，并输出该处理结果的被检查体数据。

显示处理部 5 基于信号处理部 4 的输出数据，构建 2 维图像数据和 3 维图像数据的任意一者或两者，进行动态范围等的后处理，并将 2 维超声波图像数据和 3 维超声波图像数据的任意一者或两者显示在显示部 7 上。显示处理部 5 将构建的 2 维超声波图像数据和 3 维超声波图像数据的任意

一者或两者存储在图像存储器 8 中。

接着,系统控制部 9 在步骤#2 中对收发部 3 传送将发送电压 E 断开(发送电压 $E=0$) 的指示。由此,超声波探头 1 没有超声波束的发送。

在此状态下,信号处理部 4 对收发部 3 的输出信号进行增益处理、相位检波处理、LPF 处理、LOG 压缩处理、图像滤波处理等的各种处理,并输出该处理结果。直方图解析部 12 输入来自信号处理部 4 的输出数据,并将该输出数据作为噪声数据收集。

接着,直方图解析部 12 在步骤#3 中,输入从信号处理部 4 输出的被检查体数据,例如如图 3 所示,在从超声波探头 1 对被检查体 2 内发送超声波束的深度方向上设定样本 m (例如像素数)。与此同时,直方图解析部 12 在超声波束的扫描方向上设定光栅 n (例如像素数)。

直方图解析部 12 设定多个由样本 m 和光栅 n 构成的 1 图像区域 ($m \times n$ 像素)。1 图像区域 ($m \times n$) 例如是 4×4 像素。

直方图解析部 12 对每一图像区域 ($m \times n$) 分别求出从信号处理部 4 输出的被检查体数据中的各亮度值的分散值 V_i 。与此同时,直方图解析部 12 对每一图像区域 ($m \times n$) 分别进行信号处理部 4 的输出数据中的各亮度值的平均处理 (LPF) 而求出平均值 S_i 。

接着,直方图解析部 12 在步骤#4 中,对于将向超声波探头 1 的发送电压 E 断开时的从信号处理部 4 输出的噪声数据,对每一图像区域 ($m \times n$) 分别进行各亮度值的平均处理 (LPF) 而求出平均值 N_i 。

接着,生物体组织识别运算部 13 获取由直方图解析部 12 求出的被检查体数据的每一图像区域 ($m \times n$) 的亮度值的分散值 V_i 、平均值 S_i 和噪声数据的平均值 N_i 。生物体组织识别运算部 13 基于分散值 V_i 、平均值 S_i 和平均值 N_i ,对每一图像区域 ($m \times n$) 进行是否为被检查体 2 的判断。

即,首先,生物体组织识别运算部 13 在步骤#5 中,按照上述式 (1),求出被检查体数据的平均值 S_i 与噪声数据的平均值 N_i 的差 $SNR_i = S_i - N_i$,并将该差 SNR_i 作为灵敏度。

接着,生物体组织识别运算部 13 在步骤#6 中,根据被检查体数据的分散值 V_i 和灵敏度 SNR_i ,对每一图像区域 ($m \times n$),按照上述式 (2)、(3) 所示的是否为被检查体 2 的判断的条件进行是否为被检查体 2 的判断。

该判断的结果，若在各图像区域（ $m \times n$ ）中 $SNR_i > SNR_{min}$ 且 $V_{min} < V_i < V_{max}$ ，则生物体组织识别运算部 13 将该图像区域（ $m \times n$ ）判断为是被检查体 2。

相对于此，若在各图像区域（ $m \times n$ ）中不是 $SNR_i > SNR_{min}$ 且 $V_{min} < V_i < V_{max}$ ，则生物体组织识别运算部 13 将图像区域（ $m \times n$ ）判断为不是被检查体 2。即，生物体组织识别运算部 13 将 $SNR_i > SNR_{min}$ 且 $V_{min} < V_i < V_{max}$ 以外判断为不是被检查体 2。

图 3 表示显示在显示部 7 上的例如胎儿等的生物体的被检查体 2 的超声波图像 D_u 。图 4 表示通过生物体组织识别运算部 13 判断为是被检查体 2 的例如胎儿等的生物体部分（粗框 F 内）。若例如判断胎儿等的生物体部分 F，则生物体组织识别运算部 13 能够从超声波图像 D_u 中分离例如胎儿等的生物体部分 F。

接着，最佳发送电压运算部 14 在步骤#7 中，求出由生物体组织识别运算部 13 识别为是被检查体 2 的各图像区域（ $m \times n$ ）内、例如判断为图 4 所示的胎儿等的生物体的生物体部分 F 内的各图像区域（ $m \times n$ ）内的灵敏度 SNR_i 的平均值 SNR_{mean} 。

接着，最佳发送电压运算部 14 在步骤#8 中，对灵敏度的平均值 SNR_{mean} 与阈值 SNR_{target} 进行比较。

该比较的结果，若灵敏度 SNR_i 的平均值 SNR_{mean} 比阈值 SNR_{target} 大，则最佳发送电压运算部 14 求出将对超声波探头 2 的发送电压 E 降低与对应于灵敏度的平均值 SNR_{min} 和阈值 SNR_{target} 的差的电压值相当的量 ΔE 的发送电压 $E = E_a - \Delta E$ 。最佳发送电压运算部 14 将发送电压 $E (=E_a - \Delta E)$ 发送给系统控制部 9。

系统控制部 9 在步骤#9 中，接收由最佳发送电压运算部 14 求出的发送电压 $E (=E_a - \Delta E)$ ，并将该发送电压 E 反馈给收发部 3。其结果，对超声波探头 2 的发送电压 E 降低与对应于灵敏度的平均值 SNR_{min} 和阈值 SNR_{target} 的差的电压值相当的量 ΔE 。

如上所述的对超声波探头 2 的发送电压 E 的调节实时地进行。例如，来自作为胎儿等的生物体的被检查体 2 的回波信号的 S/N 值（灵敏度 SNR_i 的平均值 SNR_{mean} ）最低也是例如 30dB 以上。若将在作为胎儿等的生物

体的被检查体 2 的超声波诊断中最低限度需要的 S/N 值定义为例如 10dB, 则音响功率能够降低 20dB。另外, 来自作为胎儿等的生物体的被检查体 2 的回波信号的 S/N 值最低也是 30dB 以上, 这只是一例, 当然也会表示其他值。

另一方面, 限制对超声波探头 1 的发送电压 E 的定时, 也可以是手动操作了操作面板 11 上的声功率调节开关 15 的时候。例如, 用户一边观察显示在如图 3 所示的显示部 7 上的被检查体 2 的超声波图像 Du, 一边操作声功率调节开关 15。此时, 声功率调节开关 15 在被手动操作了时对系统控制部 9 发出使向超声波探头 1 的发送电压 E 最佳化的指示。

然而, 系统控制部 9 与上述同样, 执行步骤#1~#8, 对收发部 3、信号处理部 4、显示处理部 5、直方图解析部 12、生物体组织识别运算部 13 和最佳发送电压运算部 14 发出动作控制指令。由此, 求出被识别为被检查体 2 的各图像区域 ($m \times n$) 内的灵敏度 SNR_i 的平均值 SNR_{mean} 。若该灵敏度 SNR_i 的平均值 SNR_{mean} 比阈值 SNR_{target} 大, 则对超声波探头 1 的发送电压 E 对应于灵敏度的平均值 SNR_{min} 和阈值 SNR_{target} 的差而被限制。

这样, 根据上述一实施方式, 求出被识别为被检查体 2 的各图像区域 ($m \times n$) 内的灵敏度 SNR_i 的平均值 SNR_{mean} , 若该灵敏度 SNR_i 的平均值 SNR_{mean} 比阈值 SNR_{target} 大, 则将对超声波探头 2 的发送电压 E 对应于灵敏度的平均值 SNR_{min} 与阈值 SNR_{target} 的差而限制对超声波探头 1 的发送电压 E。由此, 根据被检查体 2, 能够将对超声波探头 1 发送的发送电压 E 自动地调节为最佳值。

在进行对作为实际的胎儿等的生物体的被检查体 2 的诊断时, 对于被检查体 2 中的需要诊断的部位, 必须限制超声波束的音响功率。在这样的状况下, 在上述一实施方式中, 对识别为被检查体 2 的部位、例如图 4 所示的胎儿等的生物体部分 F 内, 自动地将超声波束的音响功率调节为音响功率限制范围内的最佳的音响功率, 从而能够将对于被检查体 2 的超声波束的音响功率最佳化。由此, 例如对于被检查体 2 中的多个诊断部位的诊断的吞吐量不会降低。能够缩短被检查体 2 中的多个诊断部位的总的诊断时间。能够缩短超声波束对于被检查体 2 的照射时间。

以下, 对其他实施方式进行说明。

在上述一实施方式中,最佳发送电压运算部 14 也可以对于从超声波探头 1 发送的超声波束的每一次扫描求出灵敏度 SNR_i ,并基于该灵敏度和预先设定的阈值 SNR_{target} ,限制对于超声波探头 1 的发送电压 E 。此时也与上述的同样,求出被识别为被检查体 2 的各图像区域 ($m \times n$) 内的灵敏度 SNR_i 的平均值 SNR_{mean} ,若该灵敏度 SNR_i 的平均值 SNR_{mean} 比阈值 SNR_{target} 大,则将对超声波探头 2 的发送电压 E 对应于灵敏度的平均值 SNR_{min} 与阈值 SNR_{target} 的差而限制对超声波探头 1 的发送电压 E 。

此外,有时对于例如图 5 所示的作为胎儿等的生物体的被检查体 2 的超声波图像 D_u ,设定关注区域 ROI。在此情况下,最佳发送电压运算部 14 能够在关注区域 ROI 的内外分别独立地设定阈值 SNR_{target} 。通过这样在关注区域 ROI 的内外分别独立地设定阈值 SNR_{target} ,能够对作为胎儿等的生物体的被检查体 2 发送音响功率限制范围内的最佳的音响功率的超声波束。对于不是被检查体 2 的地方,不发送不必要地大的音响功率的超声波束。

在上述一实施方式中,通过最佳发送电压运算部 14 实时地进行对超声波探头 1 的发送电压 E 的限制,但并不限于此,也可以每一定周期进行。

此外,作为另一实施方式,也可以例如图 6 所示,设置形态变化检测部 16。该形态变化检测部 16 根据从信号处理部 4 输出的被检查体数据即超声波图像数据,检测被检查体 2 的形态的变化。该超声波图像由时间上连续的多个帧图像构成。

因而,形态变化检测部 16 对超声波图像数据的时间上相继的两张帧图像进行比较,并根据该比较结果检测被检查体 2 的形态的变化。被检查体 2 的形态的变化,例如是作为胎儿等的生物体的被检查体 2 的运动、或者使超声波探头 1 接触在被检查体 1 上的部位的移动、或使超声波探头 1 接触在被检查体 1 上的角度的变化即对被检查体 1 内发送的超声波束的角度的变化。

若通过形态变化检测部 16 检测到被检查体 2 的形态的变化,则直方图解析部 12 与上述同样,对每一图像区域 ($m \times n$ 像素) 分别求出被检查体数据的各亮度值的分散值 V_i ,并求出平均值 S_i 。此外,直方图解析部 12 对断开了向超声波探头 1 的发送电压 E 时的噪声数据,按照每一图像区域 ($m \times n$) 分别进行各亮度值的平均处理 (LPF),求出平均值 N_i 。

接着,生物体组织识别运算部 13 基于分散值 V_i 、平均值 S_i 和平均值 N_i ,对每一图像区域 ($m \times n$) 进行是否为被检查体 2 的判断。

接着,最佳发送电压运算部 14 求出由生物体组织识别运算部 13 识别为是被检查体 2 的各图像区域 ($m \times n$) 内、例如图 4 所示的判断为胎儿等的生物体的生物体部分内 (粗框 F 内) 的各图像区域 ($m \times n$) 内的灵敏度 SNR_i 的平均值 SNR_{mean} 。最佳发送电压运算部 14 将灵敏度的平均值 SNR_{mean} 与阈值 SNR_{target} 比较。

该比较的结果,若是灵敏度 SNR_i 的平均值 SNR_{mean} 比阈值 SNR_{target} 大,则最佳发送电压运算部 14 求出将对于超声波探头 2 的发送电压 E 降低与对应于灵敏度的平均值 SNR_{min} 和阈值 SNR_{target} 的差的电压值相当的量 ΔE 的发送电压 $E = E_a - \Delta E$ 。最佳发送电压运算部 14 将发送电压 $E (=E_a - \Delta E)$ 发送给系统控制部 9。

根据这样的另一实施方式,当被检查体 2 的形态的变化、例如作为胎儿等的生物体的被检查体 2 的运动、或者使超声波探头 1 接触在被检查体 1 上的部位的移动、或使超声波探头 1 接触在被检查体 1 上的角度的变化即对被检查体 1 内发送的超声波束的角度变化了时,与上述一实施方式同样,对应于被检查体 2 而能够将对超声波探头 1 发送的发送电压 E 自动地调节为最佳值。

另外,本发明并不限于上述实施方式原样,在实施阶段中在不脱离其主旨的范围内能够将结构要素变形而具体化。此外,通过在上述实施方式中公开的多个结构要素的适当的组合,能够形成各种发明。例如,也可以从实施方式所示的所有结构要素中删除某几个结构要素。进而,也可以将横跨不同的实施方式的结构要素适当组合。

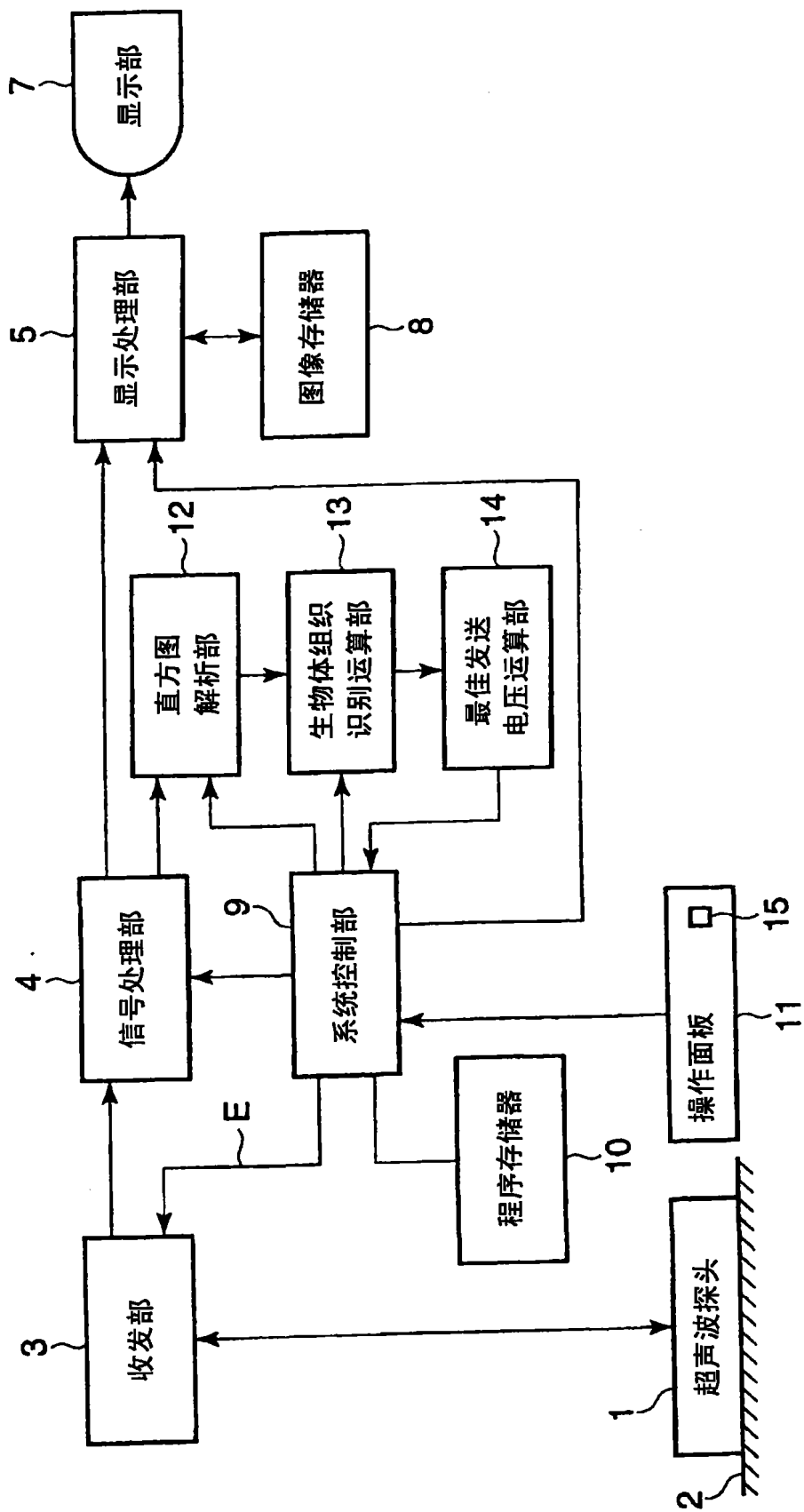


图1

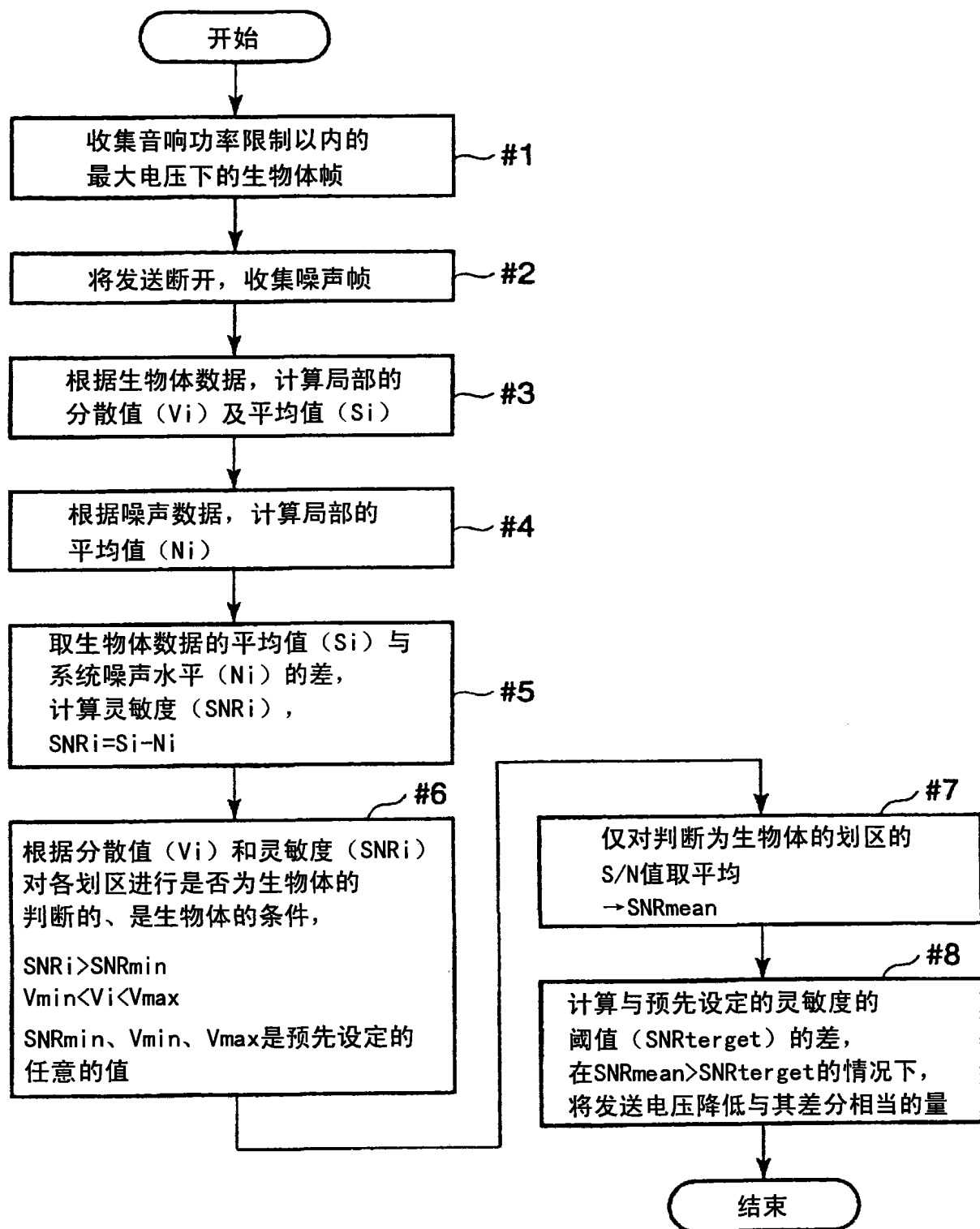


图2

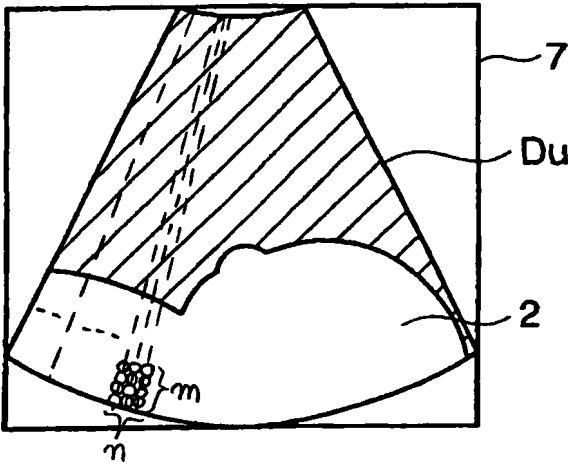


图3

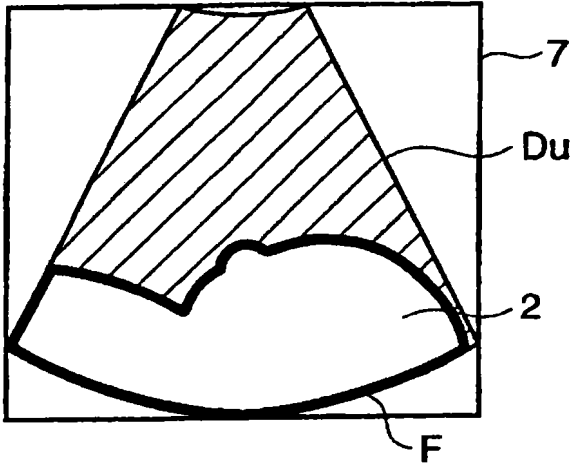


图4

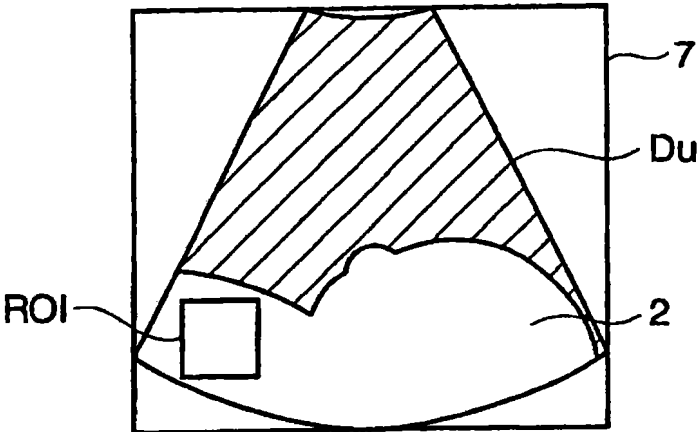


图5

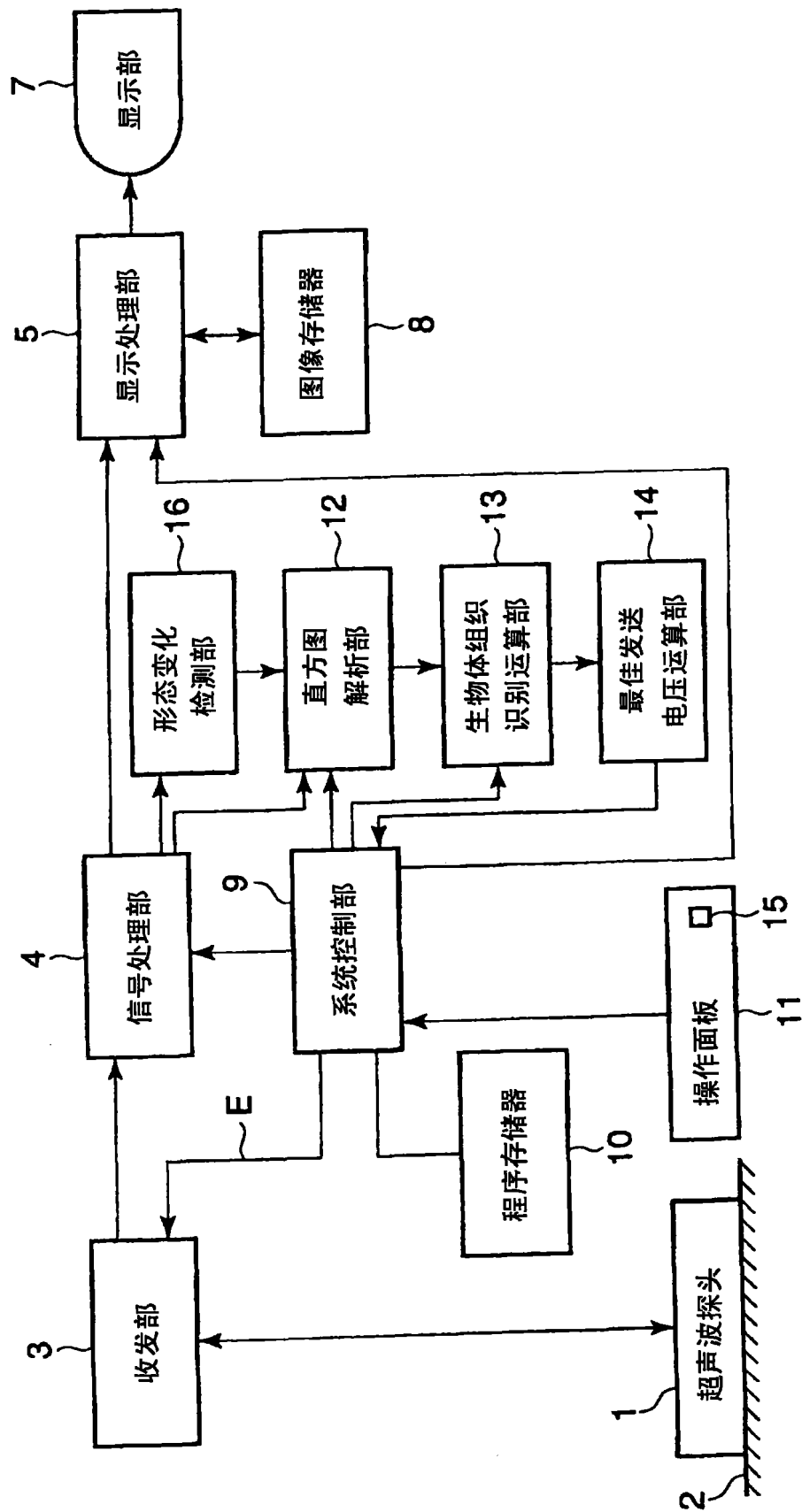


图6

专利名称(译)	超声波诊断装置及其方法		
公开(公告)号	CN101396290A	公开(公告)日	2009-04-01
申请号	CN200810165839.5	申请日	2008-09-25
[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	掛江明弘		
发明人	掛江明弘		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/14		
代理人(译)	黄剑锋		
优先权	2007250295 2007-09-26 JP		
其他公开文献	CN101396290B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置及其方法，求出被识别为被检查体(2)的各图像区域($m \times n$)内的灵敏度(SNR_i)的平均值(SNR_{mean})，若该灵敏度(SNR_i)的平均值(SNR_{mean})比阈值(SNR_{target})大，则根据灵敏度的平均值(SNR_{min})与阈值(SNR_{target})的差，限制对超声波探头(1)的发送电压(E)。

