



## [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200580030233.5

[45] 授权公告日 2009 年 6 月 10 日

[11] 授权公告号 CN 100496406C

[22] 申请日 2005.10.13

CN1518958A 2004.8.11

[21] 申请号 200580030233.5

JP2004-8684A 2004.1.15

[30] 优先权

审查员 陈昭阳

[32] 2004.10.15 [33] JP [31] 300900/2004

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司

[86] 国际申请 PCT/JP2005/018836 2005.10.13

[87] 国际公布 WO2006/041114 日 2006.4.20

代理人 李贵亮

[85] 进入国家阶段日期 2007.3.8

[73] 专利权人 株式会社日立医药

地址 日本东京都

[72] 发明人 神田浩 押木光博 筱村隆一

权利要求书 3 页 说明书 14 页 附图 5 页

[56] 参考文献

US2004/0106221A1 2004.6.3

US6795374B2 2004.9.21

US6328696B1 2001.12.11

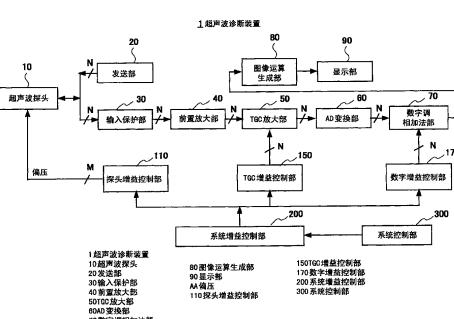
CN1378821A 2002.11.13

[54] 发明名称

超声波诊断装置

[57] 摘要

本发明的超声波诊断装置包括：超声波探头，其使用可根据偏压控制灵敏度的振动器构成；前置放大器，其放大从超声波探头输出的回声信号；图像处理单元，其基于放大的回声信号生成图像；显示单元，其显示生成的图像；和探头增益控制单元，其在接收到回声时，对应于接收时间的经过可变地控制偏压，使从超声波探头输出的回声信号的大小适合于前置放大器的输入范围。而且通过探头增益控制单元可变控制超声波探头的接收灵敏度，使得在接收来自被检体的体表附近的大的回声信号的期间向前置放大器输入的回声信号电平不超过前置放大器的输入范围。



1. 一种超声波诊断装置，其中包括：

超声波探头，其使用可根据偏压控制灵敏度的振动器构成，对被检体收发超声波；

前置放大器，其放大从所述超声波探头输出的回声信号；

图像处理单元，其基于由所述前置放大器放大的所述回声信号来生成图像；

显示单元，其显示由所述图像处理单元生成的图像；和

探头增益控制单元，其随着时间经过而可变控制在所述回声信号的接收期间的一部分向所述振动器供给的偏压；

该超声波诊断装置还包括下述单元：根据所述被检体的体格，使所述探头增益控制单元的与时间对应的增益可变。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

构成所述超声波探头的振动器是电容型微型机超声波变换器(cMUT)。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

构成所述超声波探头的振动器是电致伸缩元件。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述探头增益控制单元在从开始接收所述回声信号时到经过规定时间为止的期间，使所述偏压从第一规定值渐增至第二规定值。

5. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述偏压值的第一规定值比发送时的值小，第二规定值比发送时的值大。

6. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述偏压值在从开始接收所述回声信号时经过规定时间后，被维持在所述第二规定值。

7. 一种超声波诊断装置，其中包括：

超声波探头，其使用可根据偏压控制灵敏度的振动器构成，收发超声

波；

前置放大器，其放大从所述超声波探头输出的回声信号；

图像处理单元，其基于由所述前置放大器放大的所述回声信号来生成图像；

显示单元，其显示由所述图像处理单元生成的图像；和

探头增益控制单元，其对应于时间经过而可变控制所述偏压，使所述回声信号的大小适合于所述前置放大器的输入范围；

该超声波诊断装置还包括下述单元：根据所述被检体的体格，使所述探头增益控制单元的与时间对应的增益可变。

8. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

构成所述超声波探头的振动器是电容型微型机超声波变换器(cMUT)。

9. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

构成所述超声波探头的振动器是电致伸缩元件。

10. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述探头增益控制单元具有在接收所述回声信号时对应于接收时间的经过使所述偏压渐增的时段。

11. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述探头增益控制单元在接收开始时使所述偏压比发送时低而后使其渐增。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述探头增益控制单元在从接收开始时经过规定时间后，使所述偏压保持在规定值。

13. 一种超声波诊断装置，其中包括：

超声波探头，其使用可根据偏压控制灵敏度的振动器构成，对被检体收发超声波；

前置放大器，其放大从所述超声波探头输出的回声信号；

时间增益可变放大器，其对由所述前置放大器放大的所述回声信号的时间轴方向的增益进行可变放大；

数字调相单元，其将由所述时间增益可变放大器放大的所述回声信号

---

变换为数字信号并进行调相相加而输出；

图像处理单元，其基于从所述数字调相单元输出的信号来生成图像；

显示单元，其显示由所述图像处理单元生成的图像；

探头增益控制单元，其在接收从所述超声波探头输出的所述回声信号时，对应于接收时间的经过而可变控制所述偏压，使所述回声信号的大小适合于所述前置放大器的输入范围；和

时间增益控制单元，其可变控制所述时间增益可变放大器的所述增益，以使从所述前置放大器输出的所述回声信号适合于 AD 变换器的输入范围；

该超声波诊断装置还包括下述单元：根据所述被检体的体格，使所述探头增益控制单元的与时间对应的增益可变。

14. 根据权利要求 13 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

还包括数字增益控制单元，其通过控制所述数字调相单元来补偿即使通过所述时间增益可变放大器的增益控制也不能将所述回声信号的衰减补偿的部分。

15. 根据权利要求 14 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

包括总括控制单元，其协调控制所述探头增益控制单元、所述时间增益控制单元和所述数字增益控制单元。

16. 根据权利要求 15 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述总括控制单元在所述探头增益控制单元的增益被固定在规定值后开始时间增益控制单元的增益控制。

## 超声波诊断装置

### 技术领域

本发明涉及超声波诊断装置，具体而言，涉及适用于尽量忠实于从超声波探头输出的动态范围大的回声信号进行描绘来作为图像的技术。

### 背景技术

关于超声波诊断装置，是由超声波探头送出的超声波在生物体内发射而形成的反射波（回声）被相同的超声波探头接收，根据从该探头输出的回声信号来描绘生物体内的断层图像。一般，回声信号具有大的动态范围（例如 100~120dB）。例如，来自生物体表面部等的信号超过 1V，而来自深部的脏器的信号小至几  $\mu$ V 的程度，通过超声波探头接收的信号电平跨过很大范围。这样，回声信号的电平跨过很大范围，这成为擅长描绘软组织的超声波诊断装置的特征的根源。因此，在超声波诊断装置中，系统设计的要点在于如何在无损于大范围信号电平的回声信号的情况下来进行描绘。

一般，由超声波探头接收的回声被变换为电信号后由前置放大器放大，但通常前置放大器被规定了可输入的信号电平的上下限的范围（以下简称为输入范围）。由此，例如在假定向前置放大器输入如来自生物体的脂肪层等浅部的回声信号那样超过其输入范围的回声信号的情况下，使用二极管限幅电路或二极管衰减器将回声信号抑制在前置放大器的输入范围内，来避免前置放大器饱和。

另一方面，来自生物体深部的回声在生物体内传播的过程中衰减而变得微弱，所以通过具有比来自浅部的回声信号进一步增大来自深部的回声信号的放大程度这一特性的 TGC（Time Gain Control：时间增益可变）放大器等，对深部的回声信号的强度进行补偿。

专利文献 1：USP6246158B1 号公报

但是，最近的超声波探头的性能显著提高，来自超声波探头的回声信号的输出电平也得到改善。例如，来自脂肪层等浅部附近的回声信号超过1.5V，大幅度超过了前置放大器的输入范围（例如通常为150mV～500mV）。另外，由于前置放大器并非在整个输入范围内具有线性放大特性，所以在用于放大器的非线性会成为问题的多普勒测量等时，实际上其输入范围更窄。因此，使得随着超声波探头的高灵敏化而变高的回声信号与前置放大器的输入范围匹配，成为超声波诊断装置的重要的应解决的课题。

为了解决上述课题，曾考虑通过变压器变换回声信号的电平而使其与前置放大器的输入范围匹配的方法，但通过变压器在宽频带内变换信号电平这在设计上是困难的，另外，自动地适应于输入的各种各样的回声信号的大小也是困难的。

另一方面，在前置放大器的输入侧设置的二极管限幅器会因限幅动作而损害回声信号的波形。即，由于包含于波形中的生物体声音信息缺失，所以并不优选。同样，在前置放大器的输入侧设置的二极管衰减器众所周知也会损害接收系统的S/N（信噪比）。

如上所述，现有技术不能在不损害波形的情况下将动态范围大的回声信号取入接收处理系统或进行处理。为此，出现了如下的课题：即使通过提高超声波探头的灵敏度而使回声信号的动态范围变大，也不能忠实地使该动态范围大的信号图像化。

另一方面，由于通过FDA标准而限定了生物体内声音密度的界限，所以增加发送功率也受到了限制。因此，增加发送功率来增大来自深部的回声信号的大小也受到了限制。另外，超声波探头的接收灵敏度一般是固定的，所以若根据深度而回声信号减弱，则通过通用的TGC放大器等难以使其输出信号与后段的AD变换器的输入范围匹配。为了消除该问题，需要特别的TGC放大器，导致出现了装置价格上升的课题。

## 发明内容

本发明的课题在于将动态范围大的回声信号描绘成忠实度高的图像。

本发明为了解决上述课题，其基本特征是：使用由可根据偏压来控制

灵敏度的振动器构成的超声波探头，通过可变控制该振动器的偏压，从而使从超声波探头输出的回声信号适合于前置放大器的输入范围。

换句话说，本发明使用具有在收发中可随时间改变收发灵敏度的振动器的超声波探头，在发送中或接收中改变超声波探头的灵敏度。尤其在接收中，按照来自生物体体表附近的大的回声信号在到达超声波探头的时间区域不超过前置放大器的输入范围的方式减弱控制超声波探头的接收灵敏度。另一方面，在得到生物体深部的微弱的信号的时间区域，增强控制超声波探头的接收灵敏度。由此，可以实现下述的超声波诊断装置：不用衰减或限幅来自体表附近的大的反射信号，另外，增强来自深部的微弱的反射信号，可以描绘与以往相比大幅改善了动态范围的超声波图像。

这里，作为可根据偏压控制灵敏度的振动器，可以使用被称为电气一机械变换特性根据偏压而变化的电致伸缩元件、或者 cmUT (Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer: 电容型微型机超声波变换器) 的振动要素的任意一方。这些灵敏度可变型振动器可改变发送灵敏度以及接收灵敏度双方，但在本发明中主要具体说明使接收灵敏度可变的方式。

本发明的具体的探头增益控制单元的特征在于，在接收从超声波探头输出的回声信号时，对应于接收时间的经过而可变控制向超声波探头施加的偏压，使回声信号的大小适合于前置放大器的输入范围。尤其是特征在于，具有在接收回声信号时对应于接收时间的经过使所述偏压渐增的时段。即，来自被检体的表面部等的浅部的回声信号与接受开始同时被输入，且信号电平大，另一方面来自深部的脏器的回声信号从接收开始延迟地被输入，且信号电平小。因此，本发明可相对降低超声波探头接收开始时的接收灵敏度，即可预先降低所述偏压，对应于接收时间的经过使超声波探头的接收灵敏度相对依次增高，也就是使所述偏压渐增。由此，本发明的特征在于将输入到前置放大器的回声信号抑制在所述放大器的输入范围。

这样，根据本发明，由于控制超声波探头的接收灵敏度来控制回声信号的电平，从而可以在不损害回声信号的波形特征的情况下将回声信号的电平抑制在前置放大器的输入范围。

另外，在本发明中，探头增益控制单元可以使接收开始时的偏压相对于发送时的偏压下降，然后使偏压渐增。或者，探头增益控制单元可以在

---

从接收开始时使偏压渐增，然后经过设定时间后将偏压保持在设定值。

由于如上述构成，所以根据本发明的一方式，可以得到下述的超声波诊断装置：通过解除接收来自被检体的浅部的回声信号时的前置放大器的饱和并且增强来自深部的信号，由此从被检体的浅部到深部，可以得到与以往的装置相比大幅扩大了动态范围的图像。由此，在不有损信号性质的情况下描绘软组织。

另外，一种超声波诊断装置包括：收发超声波的超声波探头；前置放大器，其放大从该超声波探头输出的回声信号；时间增益可变放大器，其对由该前置放大器放大的所述回声信号的时间轴方向的增益进行可变放大；AD 变换器，其将由该时间增益可变放大器放大的所述回声信号变换为数字信号；信号处理单元，对由该 AD 转换器变换后的数字信号的回声信号进行数字调相相加；图像处理单元，基于由该信号处理单元处理后的回声信号来生成图像；显示单元，显示由该图像处理单元生成的图像；和根据所述被检体的体格，使所述探头增益控制单元的与时间对应的增益可变的单元。在本发明应用于该超声波诊断装置的情况下，按照下述构成。

即，所述超声波诊断装置可以构成为包括：探头增益控制单元，其作为所述超声波探头使用可根据施加的偏压控制灵敏度的振动器构成，在接收从所述超声波探头输出的所述回声信号时，对应于接收时间的经过而可变控制所述偏压，使所述回声信号的大小适合于所述前置放大器的输入范围；和时间增益控制单元，其可变控制所述时间增益可变放大器的所述增益，以使从所述前置放大器输出的所述回声信号适合于所述 AD 变换器的输入范围。

而且，所述超声波诊断装置也可以构成为包括数字增益控制单元，其可变控制所述信号处理单元和所述图像生成单元的至少一方，以使从所述图像生成单元输出的所述回声信号适合于所述显示单元的输入范围。另外，也可以包括总括控制单元，其协调控制所述偏压控制单元、所述时间增益控制单元和所述数字增益控制单元。

即，本发明通过控制由可根据施加的偏压控制灵敏度的振动器构成的超声波探头的偏压，在不有损波形的情况下将回声信号的信号电平抑制在前置放大器的输入范围，而且使其与从超声波探头到显示单元的构成信号处理单元的各部件的输入范围匹配，不有损波形地调整回声信号的电平，

从而可以描绘与大的动态范围的回声信号对应的忠实度高的图像。

#### (发明效果)

根据本发明，可以描绘具有大的动态范围的回声信号作为忠实度高的图像。

### 附图说明

图 1 是本发明的超声波诊断装置的一实施方式的构成图。

图 2 是示意表示使用了固定灵敏度的超声波探头的超声波诊断装置中的各部的动态范围的一例的图。

图 3 是示意表示使用了本发明所涉及的可变灵敏度的超声波探头的超声波诊断装置各部的动态范围的图。

图 4 是表示图 1 所示的超声波探头的一实施方式的结构的图。

图 5 是表示图 4 所示的超声波探头的振动器的详细图的俯视图。

图 6 是表示图 5 所示的振动器内的微小鼓的截面结构的图。

图 7 是表示图 4 所示的微小鼓的接收灵敏度的偏压依存性的图。

图中：1—超声波诊断装置；10—超声波探头；40—前置放大部；50—TGC 放大部；60—AD 变换部；70—数字调相加法部；80—图像运算生成部；90—显示部；110—探头增益控制部；150—TGC 增益控制部；170—数字增益控制部；200—系统增益控制部；300—系统控制部。

### 具体实施方式

下面基于实施方式对本发明进行说明。

#### (超声波诊断装置的实施方式)

图 1 是表示应用了本发明的超声波诊断装置的一实施方式的构成的框图。本实施方式是如下的超声波诊断装置：其使用排列可根据 DC 偏压（以下只记做偏压）的值控制灵敏度的多个振动器而构成的超声波探头，通过在收发过程中使所述偏压的值在时间上发生变化，由此可以处理与以往相比动态范围更大的回声信号。

在图 1 中，通过排列可根据偏压来控制灵敏度的多个振动器（元件数 M）而构成超声波探头 10。从发送部 20 供给分别驱动超声波探头 10 的多

个振动器的超声波的发送脉冲。另外，由超声波探头 10 的多个振动器分别接收的回声被变换为电信号（回声信号），经输入保护部 30 而被输入到前置放大部 40。从前置放大部 40 输出的回声信号经 TGC 放大部 50、AD 变换部 60、数字调相加法部 70 而被输入到图像运算生成部 80。向图像运算生成部 80 输入的回声信号通过运算而被变换为 B 模式、M 模式、多普勒、彩色多普勒（CFM）等的超声波图像。然后，在显示部 90 上显示生成的所述各种图像。这里，发送部 20、输入保护部 30、前置放大部 40、TGC 放大部 50 以及 AD 变换部 60 众所周知被构成为：与形成超声波探头的收发口径的 N 个振动器对应地具有 N 个信号处理系统。即，在一个振动器设有 1 个接收系统。另外，输入保护部 30 并不是用于使信号电平与前置放大部 40 的输入范围匹配的二极管限幅电路或二极管衰减器，而是适宜针对如破坏前置放大器的过大输入的保护电路，对于本发明而言并不是必要的构成部件，所以可以省略。

另外，超声波探头 10 通过从探头增益控制部 110 供给的偏压来控制灵敏度。TGC 放大部 50 通过从 TGC 增益控制部 150 供给的增益来控制放大率。数字调相加法部 70 通过从数字增益控制部 170 供给的增益来控制放大率。这些探头增益控制部 110、TGC 增益控制部 150 和数字增益控制部 170 通过系统增益控制部 200 来协调而被最佳地控制。而且，系统增益控制部 200 通过控制装置整体的系统控制部 300 来控制。

接着，对本发明的特征部分的构成以及动作进行说明。使用一般的压电陶瓷的振动器的超声波探头基于压电陶瓷的电气机械结合系数和振动器的几何形状而被规定了一种固定的收发灵敏度，但用于本实施方式的超声波探头 10 的可根据偏压控制其灵敏度的振动器不是压电陶瓷，而可以应用例如由电致伸缩材料形成的振动器。该应用了电致伸缩材料的振动器，在所施加的偏压的作用下产生的电致伸缩效果呈电气一机械变换，并可通过偏压的大小来控制其大小。另外，作为可通过偏压控制灵敏度的优选的其他振动器的例子，可以举出 cmUT (Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer: 电容型微型机超声波变换器)。应用了这些电致伸缩材料或 cmUT 的超声波探头由于因被施加的偏压而规定了其灵敏度，若在时间上使偏压变化，则可以在时间上使探头灵敏度变化。但是，本发

明的超声波探头并不限于此，只要是可以通过偏压来控制灵敏度的振动器即可。

这里对超声波诊断装置中的各部分的动态范围进行说明。图 2 示意表示使用了固定灵敏度的超声波探头的各部的动态范围的一例，图 3 示意表示使用了本发明所涉及的可变灵敏度的超声波探头的情况下各部的动态范围。在这些图中，纵轴表示信号电平或探头灵敏度，横轴表示生物体内的深度。另外，在图示例子中，驱动超声波探头的发送波信号设为 100V（伏特），超声波探头的灵敏度设为 -40dB。另外，如图 2、图 3 的线 1a 所示，是以标准体型的被检体为例子的情况，假设在刚发送波之后的深度 0cm 得到 1V 的回声信号，从深度 20cm 得到 100μV 左右的回声信号。另外，将使用的超声波的频率设为 4MHz，生物体内衰减为肝脏等的值 0.5dB/MHz/cm、来自深度 20cm 的回声信号为  $0.5\text{dB} \times 4(\text{MHz}) \times 40(\text{cm:往返}) = 80\text{dB}$  衰减。

在具有使用以往的压电陶瓷的振动器的超声波探头的情况下，如图 2 的线 1t 所示，在整个接收期间超声波探头的灵敏度是固定的。而且，被输入到以往的装置构成中的前置放大器的回声信号如图 2 的 1a 所示，在从生物体内深度 0cm 到 5cm 为止的接收时，超过了前置放大器的输入范围的 100mV。此时，为了防止前置放大器的饱和，在前置放大器的输入部设置限幅电路，将输入信号电平限制在 100mV（毫伏）。其结果，深度 0~5cm 之间的前置放大器的输入信号电平如图 2 的线 1b 所示，被抑制在 100mV（毫伏）。另外，在比深度 5cm 更深的深部，虽然在前置放大器的输入范围内，但为了使该信号与进行取样的 AD 变换器的输入范围（例如 100mV~100μV：60dB、10 位）匹配，而应用在深度方向上增加增益的 TGC 放大器。例如，该 TGC 放大器如图 2 的线 1c 所示，采用具有在深度 5~20cm 之间增益在深度方向上直线增加的增益特性的放大器。通过具有这样增益特性的 TGC 放大器，如图 2 的线 1b 所示，直到深度 20cm 的回声信号 1a 与 AD 变换部的最大输入 100mV（毫伏）匹配。但是，由于 TGC 放大器的最大增益为 60dB 左右，所以在深度 20cm 以后无法由 TGC 放大器进行补偿。由此，如图 2 的线 1b 所示，TGC 放大器的输出在深度 20cm 以后低至 AD 变换部的最大输入 100mV 以下。若基于该 TGC 放大器的输

出来生成图像并进行显示，则深度 20cm 以后的区域的图像变暗。因此，在对由 AD 变换部取样的信号进行处理的后段的数字调相部等进行数字放大。但是，数字调相部等的放大不仅是信号增加，而是也放大了由前置放大器的输入换算噪声确定的噪声电平。

另一方面，在使用具有可通过偏压而使灵敏度可变的振动器的超声波探头的本发明的情况下，如图 3 所示，例如在接收深度为 0~10cm 的回声信号时，随着接收时间的经过而使偏压变化。即，在超过了前置放大器的输入范围的回声的深度为 0~5cm 的接收期间，通过控制偏压而将回声信号的向前置放大器的输入信号电平抑制在前置放大器的输入范围的上限 100mV。而且，在接下来的接收期间，即在回声的深度为 5~10cm 的接收期间，通过控制偏压而将回声信号的向前置放大器的输入信号电平放大至前置放大器的输入范围的上限 100mV。对这样的接收灵敏度的控制一个例子进行说明。如图 3 的线 2t 所示，在与接收开始同时，暂且使超声波探头的接收灵敏度从发送波灵敏度（例如与图 2 同样的 0dB）降至 -20dB，对应于来自生物体内 0~10cm 的回声信号的接收动作，使探头的受波灵敏度以 -20dB~20dB 在 40dB 的范围内在深度方向上增加。在图 3 的例子中，将超声波探头对深度 10cm 以后的回声信号的接收灵敏度固定地设为 20dB。另外，虽未图示，但在下面发送波时，使超声波探头的灵敏度返回到原来的发送灵敏度（例如 0dB），在以后的收发循环中，反复上述控制。另外，在表示本实施方式的图 3 中，在回声深度 1~10cm 之间，超声波探头的灵敏度在 -20dB~20dB 的范围内线性变化，但其也可以是曲线。

如上所述，当像以往的装置那样探头的接收灵敏度为固定的 0dB 时，在体表附近将 1V 的信号输入到前置放大部，而在本发明的实施方式中，由于按照与接收开始一起使接收灵敏度从 -20dB 上升至 20dB 的方式进行控制，所以向前置放大部输入的输入信号如图 2 的单点划线 2a 所示，在回声深度 0~5cm，向前置放大部输入的输入信号电平被降低至适合于前置放大部的输入范围的上限 100mV。另外，即使在回声深度 5~10cm，向前置放大部输入的输入信号电平也被增强至适合于前置放大部的输入范围的上限 100mV。这样，在深度为 0~5cm 之间，由于通过利用探头的接收灵敏度降低回声信号的电平从而将信号强度抑制在前置放大器的输入

范围内，所以在不损害回声信号的波形的情况下，通过前置放大器来放大保持有生物体声音信息的回声信号。

另外，在本发明的实施方式中，如图 3 所示，在深度 5~10cm 使超声波探头的接收灵敏度增强并使输入到前置放大器的回声信号增强，所以不需要如以往装置那样通过 TGC 放大器对与该深度对应的时域的回声信号进行增益补偿。其结果，如图 3 的线 2c 所示，可以将 TGC 放大器的有限的可变增益范围（例如 60dB）错开到深度 10cm 以后的深部来应用。另外，由于在深度 10cm 以后增强的超声波探头的接收灵敏度被维持，所以若比较图 2 的线 1a 的信号电平和图 3 的线 2a 的信号电平，则可知本实施方式更增强了深度 10cm 以后的信号电平 20dB。由此，根据图 3 的例子，与图 2 相比可以扩大能适合于 AD 变换器的输入范围的深度方向的区域 5cm。即，与图 2 相比在图 3 的情况下，不是到深度 20cm 而是到深度 25cm 都可以适合于 AD 变换器的输入范围，根据图示的例子，能以大至 20dB 的范围描绘动态范围大的超声波图像。另外，在图 3 的例子中，由于在深度 25cm 以后降低 AD 变换器的输入范围，所以与以往同样需要通过数字调相部的增益控制来控制放大程度。

接着，对实现如图 3 所示的增益控制的图 1 的探头增益控制部 110、TGC 增益控制部 150、数字增益控制部 170 以及系统增益控制部 200 的构成以及动作进行说明。

探头增益控制部 110 向超声波探头 10 供给随时间变化的偏压，使其发送接收时的灵敏度如图 3 的线 2t 所示那样进行变化。偏压和超声波探头 10 的灵敏度未必是直线的关系，而在探头增益控制部 110 中配置规定了偏压和探头灵敏度之间的关系的校正表查找表。

如图 3 的线 2c 所示，TGC 增益控制部 150 将 TGC 放大部增益控制模拟信号供给到与各振动器对应的 TGC 放大部 50 的增益控制端子。

数字增益控制部 170 控制对图 2 中的线 2b 所示的深度 25cm 以后的信号电平的减弱进行补偿的数字放大部的增益。该数字放大部众所周知包含于数字调相加法部 70 的功能中。

所述 3 个增益控制部基于从由系统控制部 300 控制的系统增益控制部 200 供给的数字信号的指令，向超声波探头 10 的各振动器、与各振动器对

应的前置放大部 40 以及与各振动器对应的 TGC 放大部 50 输出模拟控制信号，并且将放大控制指令输出到数字调相加法部 70。由此，探头增益控制部 110 将从系统增益控制部 200 供给的针对 M 个振动器的数字信号的指令分别进行 DA 变换，并将模拟信号的偏压输出至 M 个各振动器的偏压电路。另外，TGC 增益控制部 150 将从系统增益控制部 200 供给的针对 N 个振动器的回声信号的深度方向（时间轴方向）的数字信号的放大指令分别进行 DA 变换，并分别将模拟信号的放大指令分别输出到 N 个 TGC 放大部 50。另外，数字增益控制部 170 从系统增益控制部 200 接收针对 N 个振动器回声信号的放大指令，放大设定深度以后的回声信号。这样，系统增益控制部 200 向 3 个增益控制部供给控制用数字信号，并使系统的动态范围最佳化。

接着对具体的系统增益控制部 200 的作用机理进行说明。首先，对于探头增益控制部 110，(1)超声波探头 10 的发送期间施加赋予基准灵敏度的偏压；(2)进入接收期间后，将由超声波探头 10 的振动器的种类确定的最低接收灵敏度（在图 3 的例子中为 -20dB）设定为使得来自脂肪层等的体表附近的大的回声信号与前置放大部 40 的输入范围（在图 3 的例子中为 100mV）匹配；(3)基于由对象物和使用频率确定的体内衰减斜率，设定赋予从超声波探头 10 的最低接收灵敏度到最大接收灵敏度的 DC 偏压的斜率（在图 3 的例子中，为深度 0~10cm 的线  $2t$  的斜率）；(4)按照将赋予最大灵敏度的 DC 偏压到下一次发送为止保持在恒定的方式进行控制。这里，例如在肝脏的情况下，体内衰减斜率以使用频率为 4MHz、 $20\text{dB}/5\text{cm}$  的斜率进行生物体内衰减，所以接收灵敏度被设定为以  $20\text{dB}/5\text{cm}$  的斜率增大。

接着，对于 TGC 放大部 50，(1)在达到赋予探头的最大接收灵敏度的时刻，以 TGC 放大部 50 的增益由对象物和使用频率确定的斜率（在图 3 的例子中为  $20\text{dB}/5\text{cm}$ ），使 TGC 放大部 50 的增益随时间增加；(2)在 TGC 放大部 50 的输出与 AD 变换部 60 的输入范围匹配后，或达到 TGC 放大部 50 的最大增益后，以其最大值保持 TGC 放大部 50 的放大程度；(3)在进入下一发送期间后，将 TGC 放大部 50 的增益设定为最小。另外，在图 3 的例子中，由于将 TGC 放大部 50 的最大增益设为  $60\text{dB}$ ，所以不会

达到 AD 变换部 60 的最大输入 100mV。

另外，对于数字增益控制部 170，(1) 将数字增益设定为 1，直到 TGC 放大部 50 达到最大增益、或信号电平达到 AD 变换部 60 的最大输入中的任意情况发生的深度（在图 3 的例子中为深度 25cm）；(2) 此后的深度的回声信号以由对象部位和使用频率确定的斜率（在图 3 的例子中为 20dB/5cm）使数字增益增加。

另外，系统增益控制部 200 基于从系统控制部 300 供给的使用超声波探头、测量对象部位、使用频率的信息，按照上述的机理控制探头增益控制部 110、TGC 增益控制部 150、数字增益控制部 170。由此，通过在时间上即根据测量部位的深度来控制超声波探头 10 的灵敏度，通过 TGC 增益控制部 150 和数字增益控制部 170 的最佳组合，从而将回声信号控制在与前置放大部 40 和 AD 变换部 60 的输入范围匹配的信号的大小。其结果，根据本实施方式，由于大幅度改善了从接收至图像处理的接收处理系统的动态范围，所以可以对应于回声信号的大的动态范围来描绘忠实地高的图像。

#### （超声波探头的实施方式）

这里，说明作为本发明要点之一的超声波探头 10 的一实施方式。超声波探头 10 是可以通过偏压来控制发送以及接收的灵敏度的排列型的探头，图 4 表示其一实施方式的示意构成。

图 4 所示的本实施方式的超声波探头 10 具有的结构是：将多个振动器 11-1～11-m (m: 例如 192 等自然数) 以条状排列的一维阵列。在振动器 11-1～11-m 的阵列的背面，设有衬里层 (backing layer) 12，并且在图中多个振动器 11 的上方的超声波送出侧例如配置两层匹配层 13，此外在匹配层 13 之上设有声透镜 14。振动器 11-1～11-m 将从发送部 20 供给的发送波电信号变化为超声波并发送到生物体内，并且接收由生物体内反射的超声波将其变换为电信号的回声信号而输出。衬里层 12 是为了吸收发送到振动器的背面侧的不要的超声波并且抑制振动器的不要的振动而设置的。另外，匹配层 13 通过使振动器与生物体的声音阻抗匹配来提高超声波在生物体内的传播效率。另外，声透镜 14 使光束在与振动器的排列方向正交的所谓短轴方向上汇聚。

这里，振动器 11-1~11-m 分别由多个振动要素的结合体构成，各振动要素如图 5 所示，具有微小鼓 18 的构造。微小鼓 18 由于是使用半导体工艺的微细加工技术而制成，所以也被称作 Capacitive Micro-fabricated Ultrasonic Transducer (cmUT)。各振动要素被形成为在俯视的情况下为六角形。图 5 是表示 1 个微小鼓 18 的剖面结构的示意图。如图所示，微小鼓 18 被构成为包括：在作为半导体基板的硅基板 18c 之上形成的下部电极 18b；隔着由绝缘体构成的支撑部 18d 而形成在支撑部 18d 的上部的半导体薄膜 18f；和进一步形成在半导体薄膜 18f 上部的上部电极 18a。在半导体薄膜 18f 和下部电极 18b 之间，通过蚀刻形成有真空的空孔（缝隙）18e。半导体薄膜 18f 由化合物半导体等形成，并被形成为在空中漂浮伸展的形状，相对于下部电极 18b 隔着支撑部 18d 如大鼓振动一样。

图 6 表示上述 cmUT 的驱动电路的概念图。通过图 6 所示的驱动电路，若在上部电极 18a 和下部电极 18b 之间施加 DC 偏压 12，则上部电极 18a 的薄膜在电极间产生的库仑力的作用下被拉向下部电极 18b 一侧并以适当的张力被拉伸。而且，若在上部电极 18a 和下部电极 18b 之间施加驱动交流信号（相当于发送波脉冲信号的信号）13，则刚好与连击乐器的鼓而产生声音同样从微小鼓 18 产生超声波。另外，若超声波入射到微小鼓 18，则膜与其大小和波形成比例地振动。其结果，通过上部电极 18a 和下部电极 18b 形成的电容器的电容值对应于膜的振动而变化，从而将该电容器的电容值的变化作为电信号而取出，由此可以将接收的超声波变换为电信号。

图 4 所示的各振动器 11 是通过排列如图 5 所示构成的微小鼓 18 配置多个而形成的。排列微小鼓 18 而成的振动器 11 的鼓群的上部电极 18a 和下部电极 18b 分别被公共地连接。由此，各振动器起到与将多个由微小鼓 18 构成的电容器并列连接的并联电容器相同的作用。

这里，对使用微小鼓 18 而构成的振动器的动作进行详细说明。公知：表示具有图 5 或图 6 所示构成的微小鼓 18 的振动器的电气机械变换效率的灵敏度以非线性方式取决于偏压的大小（专利文献 1）。用于超声波探头的振动器兼备将电信号变换为声音信号的发送波功能和将声音信号变换为电信号的受波功能，所以表示这些变换效率的发送灵敏度和接收灵敏度

都以非线性方式取决于偏压的大小。图 7 表示接收灵敏度和偏压的关系的一个例子。该图的横轴表示偏压的大小，纵轴表示接收灵敏度，表示典型的接收灵敏度的偏压依存性。

例如，当缝隙  $18e$  为  $100\text{nm}$  的情况下，对于  $1\text{kPa}$  的超声波输入，偏压为  $10\text{V}$  ( $V_1$ )、 $40\text{V}$  ( $V_2$ )、 $80\text{V}$  ( $V_3$ ) 时接收的电信号作为其代表值为  $1\text{mV}$  ( $S_1$ )、 $10\text{mV}$  ( $S_2$ )、 $100\text{mV}$  ( $S_3$ )。由此，通过控制偏压  $12$ ，从而可充分保证超声波探头  $10$  的接收灵敏度以  $40\text{dB}$  的范围可变。关于上述  $3$  点以外通过插值法求得图 7 的曲线关系，并预先将其存储到图 1 的探头增益控制部  $110$  的查找表，则可以精密地控制接收灵敏度。另外，若需要的话通过实测偏压和接收信号的关系并做成查找表，由此可以精密地控制接收灵敏度。

另外，由图 5 所示的微小鼓  $18$  构成的振动器作为 cmUT (Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer) 公开于文献 (IEEE Tans.Ultrasonics. Ferroelectric.Freq.Contr.Vol45, pp.678-690, 1998 年 5 月)。但是，在该文献中，关于本发明的在收发期间使 DC 偏压随时间（根据回声的深度）变化，换句话说作为探头 TGC 使探头灵敏度随时间变化没有任何记载。

而通过使 DC 偏压急剧变化担心会进行不必要的发送。但是，在 cmUT 中使用微小鼓的谐振频率当鼓的直径是  $50$  微米左右时为  $20\text{MHz}$  左右的频率，所以成为拍摄所使用的  $1\sim15\text{MHz}$  的频带以外的高频。由此，几乎不会出现声音的误发送，另外，通过 AD 变换器前的抗混叠滤波器也可以容易地除去电的尖峰波形。

以上，对本发明的一实施方式进行了说明，但在不改变本发明的主旨的范围内可对本发明进行变形。例如，在上述实施方式中说明了下述例子：假定标准体型的被检体，并在接收开始时将接收时的超声波探头的灵敏度设定为  $-20\text{dB}$ ，并按照回声深度到达  $10\text{cm}$  为止渐增的方式进行控制。但被检体也可以是胖体型或瘦体型等各种体型。因此，也可以根据被检体来改变超声波探头的接收灵敏度。

为了根据被检体来改变超声波探头的接收灵敏度，考虑了几个方式。第一变形方式是，通过系统控制部  $300$  根据从被检体检测的回声信号求得前置放大器从饱和状态释放的回声深度，在该回声深度下将超声波探头的

接收灵敏度设为 0dB，由先前说明的接受开始时的接收灵敏度设为 -20dB 和最大接收灵敏度为 20dB，设定该被检体固有的超声波探头的接收灵敏度。此时，TGC 放大部的增益控制从所述探头的接收灵敏度达到最大值的回声深度开始，另外，按照从 TGC 放大部达到最大值的回声深度开始进行数字调相部的增益控制的方式，来构成系统控制部的软件即可。

第二变形方式是，装置的操作者参照显示于监视器上的超声波图像，手动改变超声波探头的接收灵敏度。在该例子中，在装置的操作盘设有改变超声波探头的接收灵敏度的操作器。而且，在观察显示于监视器的超声波图像的操作者感觉到前置放大部饱和的回声深度比标准设定的深度深或浅的情况下，可以进行操作。作为一个例子，若通过操作者操作操纵器，使得朝向探头的接收灵敏度为 0dB 的点的深度增加的方向，则按照如下方式变化：图 3 所示的探头灵敏度的倾斜部分的倾斜变缓，即探头灵敏度的 0dB 的位置向深的点移动。相反，在操作者感觉到前置放大部饱和的回声深度比标准设定深度浅的情况下，操作者向与所述方向相反的方向操作操纵器。由此，使得探头灵敏度 0dB 的位置向浅的点移动。此时，按照如下方式构成系统控制部的软件即可：TGC 放大部的增益控制从所述探头的接收灵敏度达到最大值的回声深度开始，另外数字调相部的增益控制从 TGC 放大部变为最大值的回声深度开始进行。

第二变形方式也可以按照如下方式变形：通过所述操作器左右平行移动图 3 记载的超声波探头灵敏度  $2t$  的倾斜部分。该第三变形方式被认为例如在检查皮下脂肪厚的被检体时是有效的。即，在该变形方式中，探头的接收灵敏度在开始接收回声信号时被设为 -20dB，在来自脂肪层内的回声接收期间维持该值，此后沿着如 3 所示的倾斜度接收灵敏度渐增至 20dB。

另外，上述变形方式中的探头增益的变化形式也可以应用于上述实施方式。

在上述变形例的情况下，考虑到难以由探头的接收灵敏度完全补偿回声信号在生物体浅部的衰减率，但由于大幅度改善了向前置放大部输入的回声信号的电平，所以与以往装置比较，能得到容易进行生物体浅部的诊断的图像。

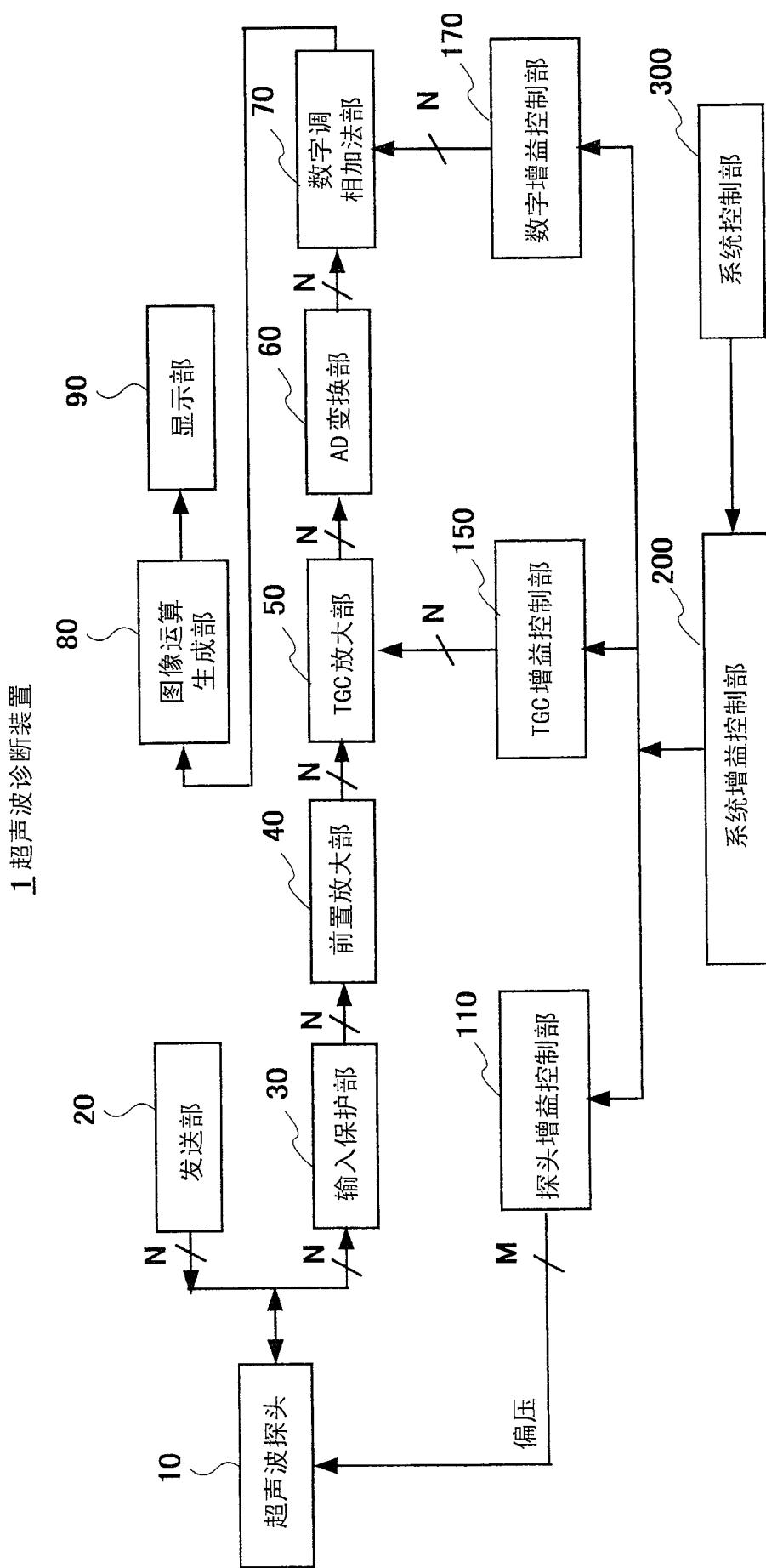


图 1

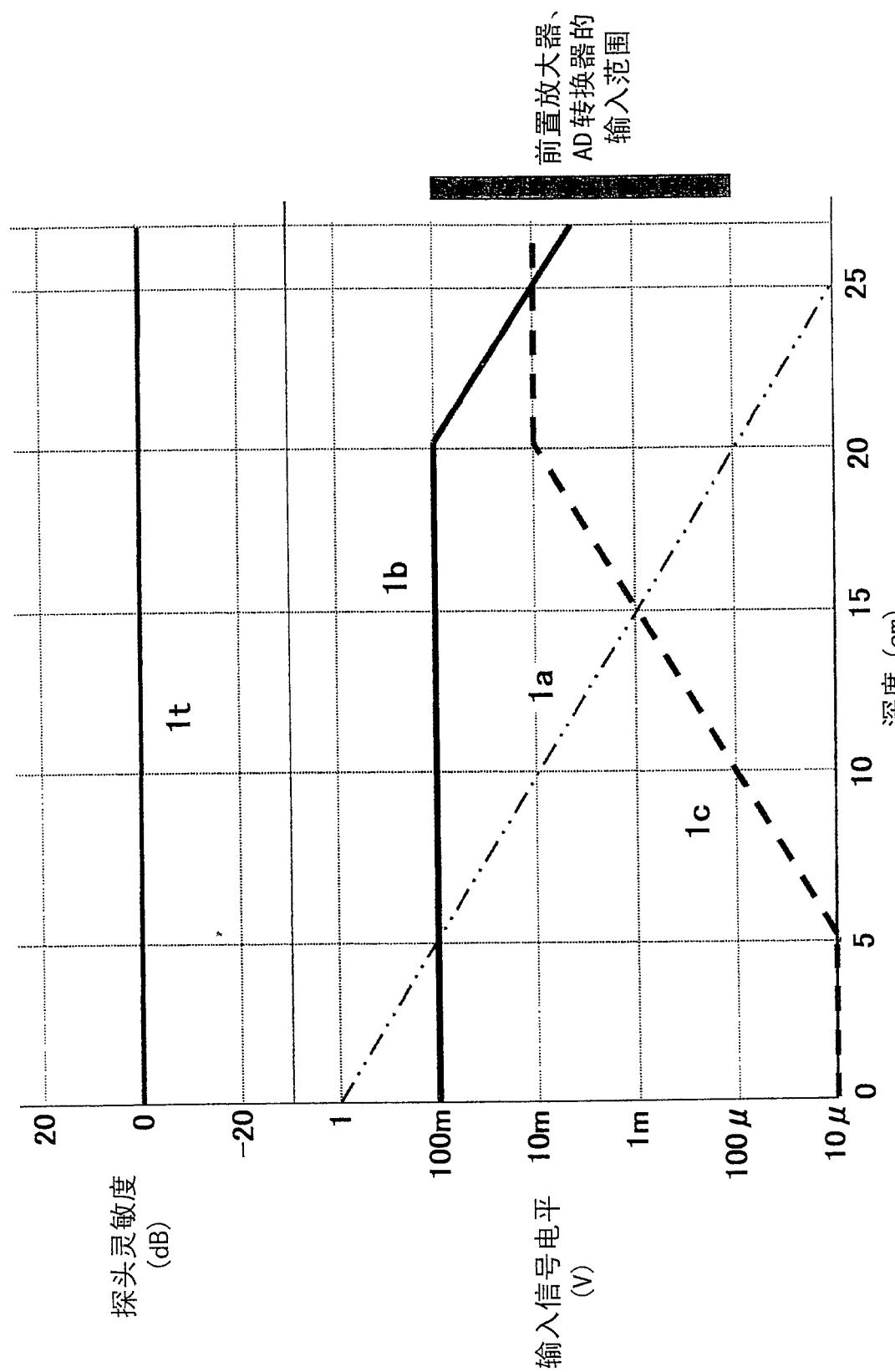


图 2

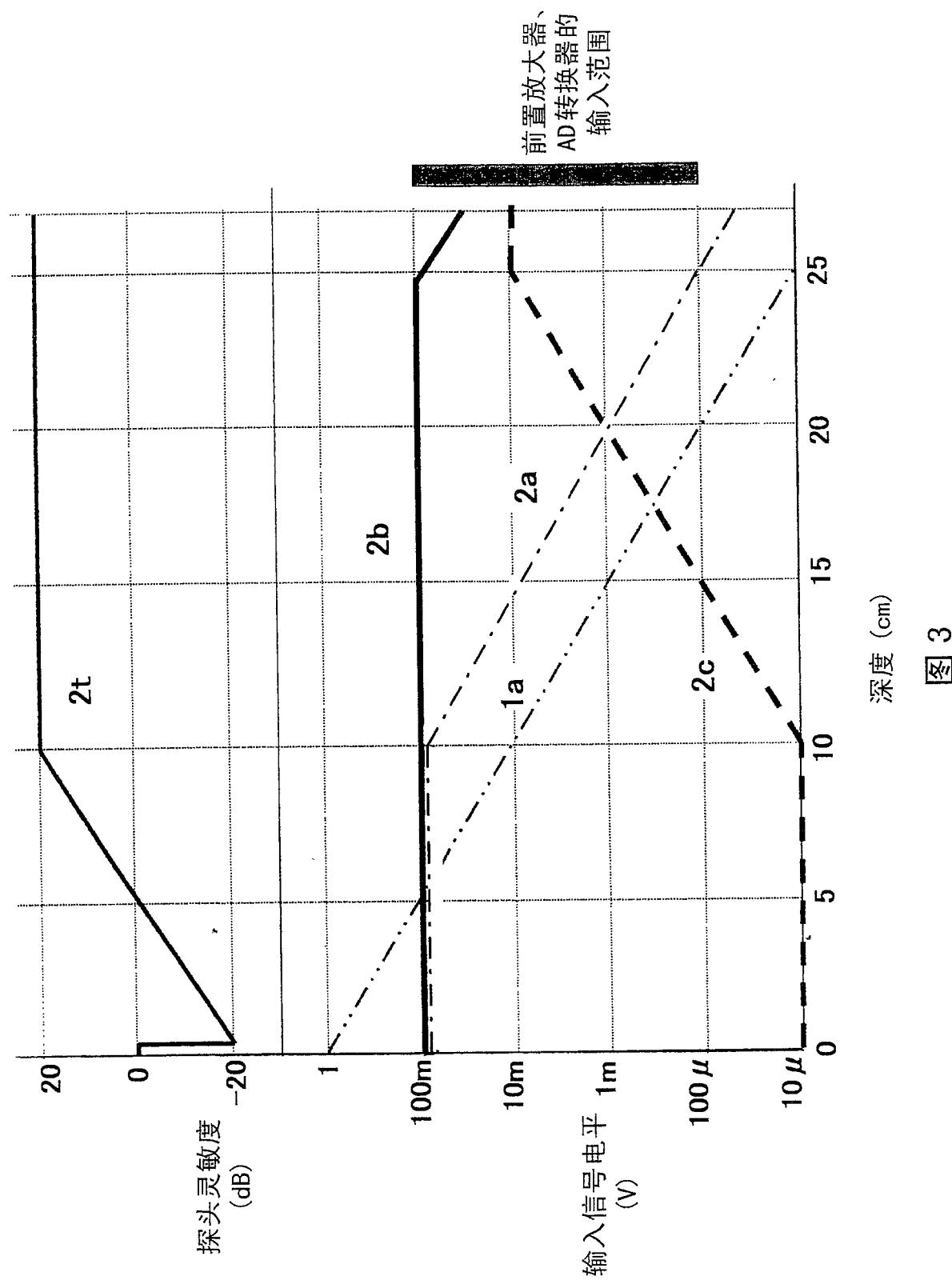


图 3

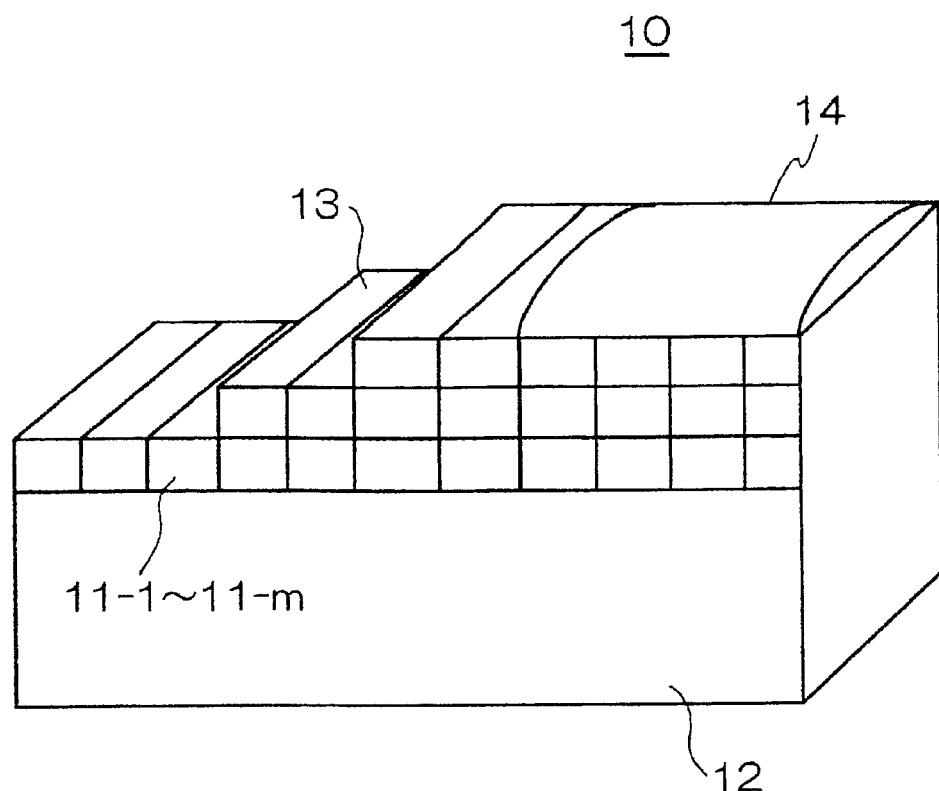


图 4

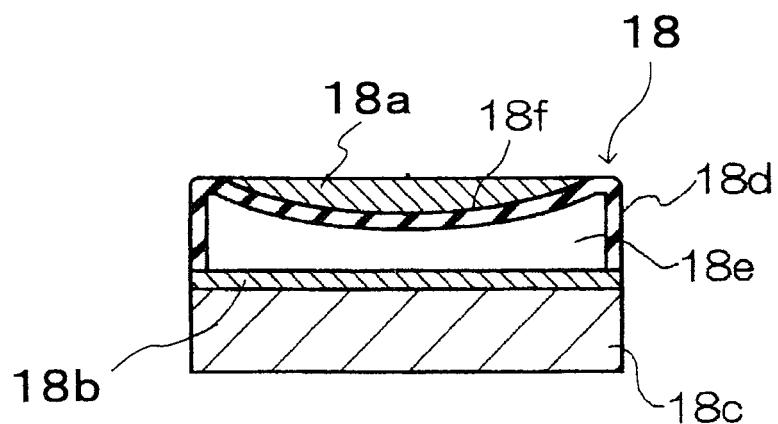


图 5

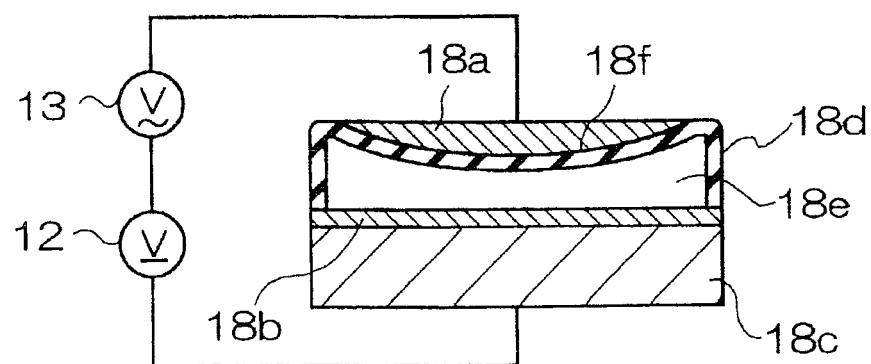


图 6

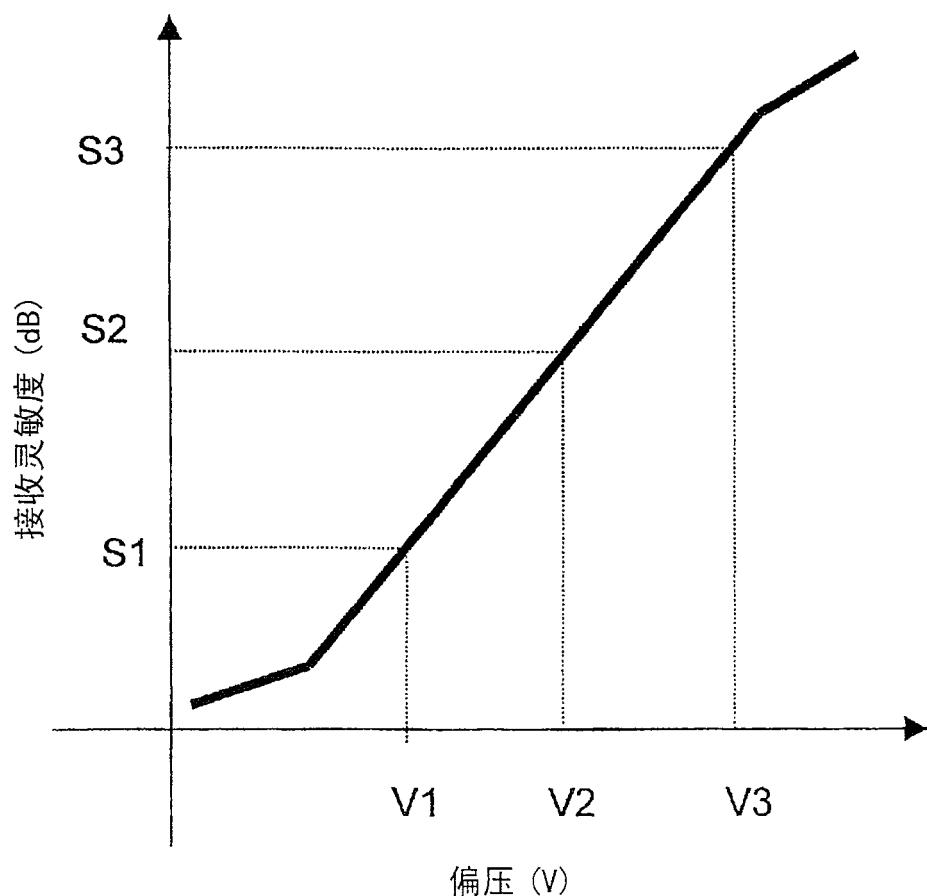


图 7

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN100496406C</a>	公开(公告)日	2009-06-10
申请号	CN200580030233.5	申请日	2005-10-13
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
[标]发明人	神田浩 押木光博 筱村隆一		
发明人	神田浩 押木光博 筱村隆一		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52033 A61B8/00		
代理人(译)	李贵亮		
审查员(译)	陈昭阳		
优先权	2004300900 2004-10-15 JP		
其他公开文献	CN101014289A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

## 摘要(译)

本发明的超声波诊断装置包括：超声波探头，其使用可根据偏压控制灵敏度的振动器构成；前置放大器，其放大从超声波探头输出的回声信号；图像处理单元，其基于放大的回声信号生成图像；显示单元，其显示生成的图像；和探头增益控制单元，其在接收到回声时，对于接收时间的经过可变地控制偏压，使从超声波探头输出的回声信号的大小适合于前置放大器的输入范围。而且通过探头增益控制单元可变地控制超声波探头的接收灵敏度，使得在接收来自被检体的体表附近的大的回声信号的期间向前置放大器输入的回声信号电平不超过前置放大器的输入范围。

