

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.  
A61B 8/06 (2006.01)



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200580035041.3

[45] 授权公告日 2009 年 8 月 5 日

[11] 授权公告号 CN 100522068C

[22] 申请日 2005.10.11

[21] 申请号 200580035041.3

[30] 优先权

[32] 2004.10.15 [33] JP [31] 300939/2004

[86] 国际申请 PCT/JP2005/018698 2005.10.11

[87] 国际公布 WO2006/041058 日 2006.4.20

[85] 进入国家阶段日期 2007.4.13

[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

[56] 参考文献

JP294579A 1990.4.5

US2003/0048698A1 2003.3.13

JP2001-25094A 2001.1.26

审查员 李 燕

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司

代理人 李贵亮

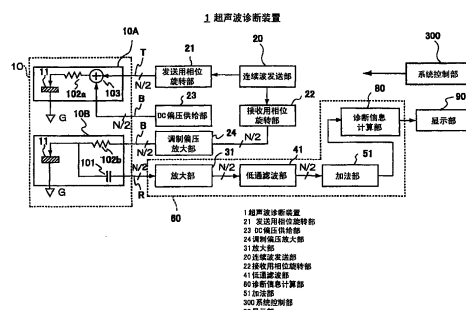
权利要求书 1 页 说明书 18 页 附图 7 页

[54] 发明名称

超声波诊断装置

[57] 摘要

提供改善接收系统的信噪比且高灵敏度的超声波诊断装置。该超声波诊断装置具备：超声波探头(10)，与被检体之间收发超声波；发送部(20)，向超声波探头供给驱动信号；和接收部(60)，处理从超声波探头(10)输出的信号，计算与被检体相关的诊断信息。超声波探头(10)具有接收灵敏度根据被施加的偏压的大小而变化的接收用探头(振动器)(10B)。接收部(60)具备将振幅被调制后的偏压信号施加给接收用探头(振动器)(10B)的调制偏压放大部(24)。由此，在接收用振动器的接收工序中，可以对超声波反射信号实施一定的解调处理(例如调相处理或多普勒解调)。



1. 一种超声波诊断装置，其中包括：  
超声波探头，与被检体之间收发超声波；  
发送部，向所述超声波探头供给驱动信号；和  
接收部，处理从所述超声波探头输出的信号，计算与所述被检体相关的诊断信息，

所述超声波探头具备振动器，该振动器具有隔着空隙配置的一对电极，该一对电极的至少一方是可位移的结构，输出端子和用于向该一对电极间施加偏压的偏压端子与该一对电极连接，

所述接收部具备调制偏压供给部，其向所述振动器施加振幅被调制后的偏压信号作为所述偏压，

所述振动器在接收超声波时进行调相处理。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，  
所述被调制后的偏压信号的频带在由所述发送部供给到超声波探头的所述驱动信号的频带内。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，  
所述被调制后的偏压信号的频带与由所述发送部供给到超声波探头的所述驱动信号的频带相同。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，  
所述振动器在接收超声波时进行多普勒解调处理。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，  
所述调制偏压供给部根据接收时的焦点位置，按每个所述振动器使所述被调制后的偏压信号的相位错开，使得与在所述振动器的接收工序中实施调相处理等效。

## 超声波诊断装置

### 技术领域

本发明涉及获取与被检体有关的诊断信息的超声波诊断装置。

### 背景技术

超声波诊断装置是通过超声波探头发送超声波，并利用同一探头接收该超声波在生物体内反射而形成的超声波，根据该反射回声信号提供生物体内的断层图像。另外，超声波诊断装置基于反射超声波信号所产生的多普勒效应，也可以提供血球等生物体内的反射源移动的速度或速度分布。

在超声波诊断装置中通过多普勒效应获取速度信息等时，接收系统对反射超声波信号的处理流程是下述的顺序：由超声波探头进行接收→由前置放大器放大至信号处理部的输入电平→在信号处理部中进行聚束（beam forcing）或多普勒解调→形成图像并进行显示。由于为了防止生物体内的热效应等的危险而限制发送信号的大小，所以所述的装置的性能完全受接收系统的信噪比的支配。在现有的超声波诊断装置中，由于继探头之后的前置放大器的噪声电平较大，所以事实上检测多普勒效应的解调器的性能也被前置放大器的性能限定。并存在下述实情：超声波诊断装置处理的相对频带很大，为60%~90%，难以改善前置放大器的信噪比，所以血流等的信息即生物体内的热噪声或探头的热噪声被埋入前置放大器产生的噪声中。

以往采用利用了压电陶瓷的元件作为超声波诊断装置的探头。另外，在专利文献1中，提出了可通过薄膜制造技术制造的电容型探头。

专利文献1：USP6, 246, 158B1

如上所述，由于事实上现有的超声波诊断装置的接收系统的信噪比受信号处理部的前置放大器的热噪声支配，所以希望改善该情况来提高灵敏度。若可以提高信噪比，则可以不使由探头接收的超声波反射信号中包含

的生物体内信息埋入前置放大器的热噪声中来对其进行检测，与现有技术相比，可实现通过微弱的信号进行图像显示、可以检测更微弱的造影剂、并可以检测更低速的例如末梢血管的血流速度。另外，若可以检测由生物体内的各脏器的运动或血流的流动状态等调制的生物体内的热噪声本身，则可大幅改善超声波诊断装置的信噪比，可使超声波诊断装置接近于称为“超声波听诊器”的超声波诊断装置。

以往，试图使前置放大器浸润到液态氮等的冷却介质中来降低其噪声等级，但由于难以冷却与生物体接触的探头部，所以没有起到预期的效果。如果难以降低前置放大器的热噪声，则需要改变现有超声波诊断装置的探头→前置放大器→解调处理的所谓的信号流程本身。

另外，专利文献1中记载了在超声波诊断装置中可以使用电容型探头，但只不过提出了仅将以往的压电陶瓷的振动器置换成电容型振动器，没有公开改善接收系统的信噪比。

## 发明内容

本发明的目的在于提供一种改善了接收系统的信噪比且高灵敏度的超声波诊断装置。

为了解决上述课题，本发明的第一方式的超声波诊断装置包括：超声波探头，与被检体之间收发超声波；发送单元，向超声波探头供给驱动信号；和接收单元，处理从超声波探头输出的信号，计算与被检体相关的诊断信息（例如血流速度、组织断层像）。超声波探头具有振动器，该振动器具有隔着空隙配置的一对电极，该一对电极的至少一方是可位移的结构，输出端子和用于向该一对电极间施加偏压的偏压端子与该一对电极连接，所述接收部具备调制偏压供给部，其向所述振动器施加振幅被调制后的偏压信号作为所述偏压，所述振动器在接收超声波时进行调相处理。

另外，本发明的第二方式的超声波诊断装置，包括：超声波探头，与被检体之间收发超声波；发送部，向超声波探头供给驱动信号；和接收部，处理从超声波探头输出的信号，计算与被检体相关的诊断信息。超声波探头包括接收灵敏度根据施加的偏压的大小而变化的多个振动器。接收部包括调制偏压供给部，其向振动器施加振幅被调制后的偏压信号。

在第一以及第二方式的超声波诊断装置中，在通过振动器接收由被检体反射的超声波时，向振动器施加调制后的偏压信号，调制其灵敏度。由此，在接收用振动器的接收工序中，可以对超声波反射信号实施一定的解调处理（例如调相处理或多普勒解调）。由此，与在探头上搭载解调处理用电子电路无关，等效于在探头上安装了复杂的解调用电子电路的所谓混合型探头。另外，本发明的探头中的解调处理由于不受由其后的接收部的信号处理电路引起的例如热噪声带来的影响，所以即使是微弱的信号也可以构成诊断信息，从而可以提供高灵敏度的超声波诊断装置。

被调制后的偏压信号的频率例如设定在由发送部供给到超声波探头的驱动信号的频带内，或设定成与驱动信号的频带相同。由此，可得到等效于在振动器的接收工序中实施多普勒解调处理的效果，并可得到包括除去了驱动信号的频率成分的多普勒频率成分的输出信号。

另外，调制偏压供给部也可以构成为：根据接收时的焦点位置，按多个振动器的每一个使调制后的偏压信号的相位错开，使得与在振动器的接收工序中实施调相处理等效。由此，得到与在振动器的接收工序中实施调相处理等效的效果，还可以使多个振动器的输出信号的相位一致。

另外，本发明的第三实施方式的超声波诊断装置包括：超声波探头，与被检体之间收发超声波；发送部，向超声波探头供给驱动信号；和接收部，处理从超声波探头输出的信号，计算与被检体相关的诊断信息。超声波探头具备振动器。该振动器具有隔着空隙配置的一对电极，该一对电极的至少一方是可位移的结构，是输出端子和用于向该一对电极间施加偏压的偏压端子与该一对电极连接的结构。接收部具备调制偏压供给部，其向振动器施加振幅被调制后的偏压信号作为偏压。

另外，本发明的第四实施方式的超声波诊断装置包括：超声波探头，与被检体之间收发超声波；发送部，向超声波探头供给驱动信号；和接收部，处理从超声波探头输出的信号，计算与被检体相关的诊断信息。超声波探头具有接收超声波的振动器，振动器在接收时进行多普勒解调处理。例如，振动器随着时间而调制接收灵敏度，在将超声波信号变换为电信号的过程中进行多普勒解调处理。

另外，本发明的第五实施方式的超声波诊断装置包括：超声波探头，

与被检体之间收发超声波；发送部，向超声波探头供给驱动信号；和接收部，处理从超声波探头输出的信号，计算与被检体相关的诊断信息。超声波探头具有多个接收超声波的振动器，该多个振动器在接收时进行调相处理。例如，多个振动器随着时间而分别以规定的相位调制接收灵敏度，在将超声波信号变换为电信号的过程中进行调相处理。

在第四以及第五方式的超声波诊断装置中，作为接收用振动器，例如可以使用具有接收灵敏度根据被施加的偏压的大小而变化的特性的振动器。接收部可采用具备调制偏压供给部的结构，该调制偏压供给部向接收用振动器施加振幅被调制后的偏压信号作为偏压。

（发明效果）

在本发明的超声波诊断装置中，由于可以在振动器的接收时对超声波信号进行解调，所以可以提供检测不会埋入放大器的热噪声的微弱的超声波反射信号并且与以往相比灵敏度得到大幅改善的超声波诊断装置。另外，通过将以往在信号处理部中基于电子电路的解调工序移至振动器的接收工序中，从而可以有助于超声波诊断装置的大幅度的小型化。

## 附图说明

图 1 是表示本实施方式的超声波诊断装置的超声波探头 10 的一部分构成的部分切除立体图。

图 2 是表示图 1 的超声波探头的振动器 11-1~11m 的俯视图。

图 3 是构成图 1 的振动器 11-1 等的鼓 18 的剖面图。

图 4 是表示从图 3 的鼓发送以及接收超声波所需的电路的电路图。

图 5 (a) 是表示发送用振动器的构成的框图。(b) 是表示接收用探头的构成的框图。(c) 是表示收发兼用振动器的构成的框图。

图 6 是表示一实施方式的超声波诊断装置的构成的框图。

图 7(a)是表示图 6 的超声波诊断装置的超声波的发送处理的示意图。

(b) 是表示图 6 的超声波诊断装置的超声波的接收处理的流程的示意图。

图 8 是表示比较例的超声波诊断装置的构成的框图。

图中：10—超声波探头；10A—发送用探头；10B—接收用探头；10a—发送用振动器；10b—接收用振动器；10c—收发用振动器；11-1~11

—m—振动器；12—衬里层；13—匹配层；14—声透镜；18—鼓；18a—上部电极；18b—下部电极；18c—基板；18d—绝缘体膜；18e—空穴；18f—半导体薄膜；18g—布线；20—连续波发送部；21—发送用相位旋转部；22—接收用相位旋转部；23—DC 偏压供给部；24—调制偏压放大部；31—放大部；41—低通滤波部；51—加法部；60—接收部；80—诊断信息计算部；90—显示部；101—电容器；102、102a、102b—电阻；103—加法器；104—偏压产生源；105—驱动信号产生源；111—阻抗；300—系统控制部。

## 具体实施方式

对本发明的超声波诊断装置的一实施方式进行说明。

首先对本发明的原理进行说明。本发明不像以往的超声波诊断装置的接收系统那样采用探头→前置放大器→信号处理部的所谓的信号流程，而是具有信号处理功能的探头→放大器→信号处理部的构成。由此，提供一种改善了接收系统的信噪比并且高灵敏度的超声波诊断装置。这里，作为探头所担负的信号处理功能，是聚束或多普勒解调处理。由此，继放大器之后的信号处理部的主要的处理被限定在 AD 转换等的典型化工序。

该构成通过下述而实现：采用具有接收灵敏度根据偏压的大小而变化的振动器的超声波探头，在探头本身的功能中对通过调制该偏压而由探头接收的超声波反射信号进行解调。若以进行连续波多普勒法的情况为例，则当对生物体内例如照射 2MHz 的超声波时，从血流等移动物体反射的超声波信号根据其移动速度而通过多普勒效应进行频率偏移，例如成为 2.001MHz 后，若以 2MHz 调制施加到探头的偏压，则探头的输出成为两者相乘，即  $0.001\text{MHz}=1\text{KHz}$  和 4.001MHz。其中可以通过后段的滤波器容易地将低频成分的 1KHz 的信号提取出，实质上在探头中可以进行多普勒解调处理。该探头中的解调工序由于在放大器的前段进行，所以与放大器的热噪声无关，能以被大幅度改善了的信噪比提取出在现有技术中可能被埋入放大器的热噪声中的微弱的信号。

可是在采用了一直以来使用的压电陶瓷型振动器的探头中，具有根据其电气机械结合系数以及几何学形状而确定的一的固定的接收灵敏度，

无法提供在所述的探头的接收工序中解调接收信号的单元。本发明者着眼于能以偏压的大小控制接收时的灵敏度的超声波振动器。在具有这样的振动器的探头中，若调制偏压的大小本身，则在接收工序中由探头解调接收信号成为可能。作为所述的超声波振动器，可以使用不采用压电陶瓷而采用电致伸缩材料的装置。在使用了电致伸缩材料的振动器中，通过施加的DC偏压而产生的电致伸缩效果呈电气—机械变换，电致伸缩效果的大小可以通过DC偏压的大小来控制。作为可以控制灵敏度的进一步优选的超声波振动器，也可以采用由DC偏压确定其灵敏度的cMUT（Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer：电容型微机超声波转换器）。

另外，现有技术没有公开：采用了电致伸缩材料的振动器或采用了cMUT的振动器历来以施加规定的恒定偏压的方式被使用，调制偏压本身。实际上，在使用了这样探头的专利文献1等中，记载为“DC偏压”等。在本发明中，调制确定探头灵敏度的偏压的大小本身，使探头产生解调功能，在探头的接收工序中解调超声波反射信号是重要的，探头并不限定于具备上述电致伸缩材料的振动器或cMUT的装置。

接着，对本实施方式的超声波诊断装置进行具体的说明。首先，对本发明的要点、即可通过偏压的大小控制其灵敏度的排列型探头10的构造进行说明。这里，排列型探头10作为一个例子使用cMUT。图1是说明排列型探头10的示意构造的图。探头10具有排列了短栅状的m个振动器11-1~11-m（m例如是64或192等自然数）的一维阵列的构造，在振动器11-1~11-m的背面配置有衬里层（backing layer）12。另外，在振动器11-1~11-m的超声波送出侧（图1的上方）配置匹配层13，进一步在其上方配置声透镜14。振动器11-1~11-m将送波电信号变换为超声波并将超声波送出到生物体内，并且接收在生物体内反射的超声波将其变换为电信号，形成反射信号。衬里层12被配置成用于吸收被送出到振动器11-1~11-m的背面侧的不要的超声波，并且抑制振动器11-1~11-m的不要的振动。匹配层13用于通过使振动器11-1~11-m和生物体之间的声阻抗匹配来提高超声波向生物体内的传播效率。在图1中，作为经常使用的构造，表示了层叠两层匹配层13的结构。声透镜14在与振动器11-1~11-m的排列方向正交的所谓短轴方向上汇聚超声波束。



这里，如图 2 所示，振动器 11-1~11-m 各自通过多个例如六角形的微小的鼓 (drum) 18 构成。(另外，在图 2 中，为了方便图示仅记载了振动器 11-3~11-5 三个元件。)如使用图 3 在后面说明的那样，各个鼓 18 从电学上来看可以看作是电容器，但分别构成振动器 11-1~11-m 的鼓 18 的组，其上部电极 18a 通过布线 18g 相互连接，下部电极 18b 成为公共电极，所以，从电学上来看与多个并联电容器发挥同样的功能。

使用图 3 对 1 个鼓 18 的构造进行说明。鼓 18 是通过半导体工艺的微细加工技术形成的，包括：硅等半导体基板的基板 18c；在其上形成的下部电极 18b；作为支撑部的绝缘体膜 18d；配置于绝缘体膜 18d 上部的半导体薄膜 18f；进一步在其上配置的上部电极 18a。在半导体薄膜 18f 和下部电极 18b 之间设有真空（或规定的气压）的空穴 18e，其通过对绝缘体膜 18d 进行蚀刻而形成。由化合物半导体等构成的半导体薄膜 18f 通过绝缘体膜 18d 支撑边缘，恰好像乐器中的鼓一样成为在空间上浮起伸展的形状。在上部和下部电极 18a、18b 之间若施加 DC 偏压，则产生库伦力，在半导体薄膜 18f 中产生适度的张力。在发送超声波时，若与 DC 偏压叠加地在上部和下部电极 18a、18b 之间施加驱动交流信号，则与连击乐器中鼓而产生声音的情况同样，从鼓 18 产生超声波。另外，在接收超声波时，若超声波入射到该鼓 18，则电极 18a、18b 间的距离与超声波的大小和波形成比例地变化，所以两电极 18a、18b 构成的电容器的静电电容相应地变化。通过根据两电极 18a、18b 的电信号来检测静电电容的变化可以接收超声波。如图 2 所示，振动器 11-1~11-m 分别是并列排列多个鼓 18 的构成，所以可从多个鼓 18 同时产生超声波信号并发送到生物体内，或者同时由多个鼓 18 进行接收而形成反射信号。

众所周知：在这样的 cMUT 构造的探头 10 中，对一定振幅的驱动交流信号送出的超声波的大小（即，表示从电信号向声信号的变换效率的发送灵敏度），以及对一定振幅的超声波而得到的电信号的大小（即，表示从声信号向电信号的变换效率的接收灵敏度），在偏压为直流的情况下，都与偏压的大小的 2 倍成比例（参照 IEEE Transactions On Ultrasonics, Ferroelectric, And Frequency Control, Vol45 pp.678-690 May 1998 中的 p682 的右侧栏）。由此，若将发送时的 DC 偏压的大小设为  $dc$ ，将与其重叠的

以时间  $t$  变化的驱动信号波形设为  $f(t)$ ，则用下式 (1) 表示从探头 10 发送的超声波信号的大小。另外，若将接收时的 DC 偏压的大小设为  $dc$ ，将接收的超声波信号设为  $g(t)$ ，则用下式 (2) 表示探头 10 的输出电压  $R(t)$ 。

$$T(t) = 2 \cdot K_t \cdot dc \cdot f(t) \quad \dots (1)$$

$$R(t) = 2 \cdot K_r \cdot dc \cdot g(t) \quad \dots (2)$$

其中， $K_t$ 、 $K_r$  是取决于构成振动器的材料和几何尺寸的常数。

通过 (1) 式和 (2) 式可知，在发送时可以发送与 DC 偏压的大小  $dc$  成比例且与发送信号  $f(t)$  相似的超声波信号  $T(t)$ ，在接收时可以输出与 DC 偏压的大小  $dc$  成比例且与接收超声波信号  $g(t)$  相似的电压信号  $R(t)$ 。

本发明者们通过实验，确认了即使在随着时间  $t$  而使偏压的大小变化的情况下 (2) 式的关系也成立。即，以时间  $t$  使偏压的大小变化的  $F(t)$  的情况下的接收超声波信号所引起的电压信号  $R(t)$  可以用下式 (3) 表示。由此，通过施加调制了偏压大小本身的  $F(t)$ ，从而能以  $F(t)$  调制探头 10 的接收工序中的电压信号  $R(t)$ ，所以在用探头对接收信号进行接收的工序中可以通过探头 10 进行解调。

$$R(t) = 2 \cdot K_r \cdot F(t) \cdot g(t) \quad \dots (3)$$

接着，利用图 4 说明在探头 10 中，在振动器 11-1~11-m 的发送时以及接收时施加偏压，实现发送以及接收动作的电路构成。在图 4 中，示意性表示了图 3 的鼓 18 中作为主要部分的上部电极 18a、下部电极 18b 以及半导体薄膜 18f。在发送时，使用加法器 103 和电阻 102，通过加法器 103 叠加来自偏压产生源 104 的 DC 偏压和来自驱动信号产生源 105 的驱动信号波形，经电阻 102 施加到上部电极 18a。

另一方面，在接收时，使用电阻 102、电容检测器（例如放大部 31），从偏压产生源 104 经电阻 102 向上部电极 18a 施加和驱动信号同频带的调制偏压波形，并且通过放大部 31 检测上下电极 18a、18b 之间的电容。若反射超声波信号入射到鼓 18，则上部电极 18a 和下部电极 18b 之间的电容通过入射超声波的大小和波形来调制，同时也通过偏压来调制，所以通过具有透明的阻抗 111 的放大部 31 来检测电容，从而可以同时进行的超声波

信号的接收和解调。另外，在放大部 31 的阻抗 111 和上部电极 18a 之间插入电容器 101，以使施加到上部电极 18a 的偏压不会成为放大部 31 的过大输入。另外，下部电极 18b 可以为接地电位。

因此，具体如图 5 (a)、(b)、(c) 所示，排列型探头 10 中的一个振动器可以为 3 端子或 4 端子的元件构成。即，在将排列型探头 10 分成发送用的探头和接收用的探头来使用的情况，构成发送用探头的振动器 10a 如图 5 (a) 所示，成为具备偏压输入端子 B、输入驱动信号的发送端子 T 和接地端子 G 的 3 端子元件。发送用振动器 10a 包括与振动器 11-L ( $L=1\sim m$  中的任意一个) 的上部电极 18a 连接的加法器 103 以及电阻 102a，加法器 103 的结构是经电阻 102a 向上部电极 18a 施加叠加的驱动信号和偏压。下部电极 18b 与接地端子 G 连接。另一方面，构成接收用探头的振动器 10b 成为具备偏压输入端子 B、输出变换后的电压信号的接收端子 R 和接地端子 G 的 3 端子元件。接收用振动器 10b 包括与振动器 11-M ( $M=1\sim m$  中的任意一个) 连接的电阻 102b 以及电容器 101，经电阻 102b 向上部电极 18a 施加调制偏压。另外，经电容器 101 从接收端子 R 输出上部电极 18a 的电位。下部电极 18b 与接地端子 G 连接。

当排列型探头 10 是收发兼用的探头时，如图 5 (c) 所示 1 个振动器 10c 成为包括偏压输入端子 B、发送端子 T、接收端子 R 和接地端子 G 的 4 端子元件。各振动器 10c 采用的结构是包括：使得向振动器 11-N ( $N=1\sim m$  中的任意一个) 施加的偏压和驱动信号叠加的加法器 103、电阻 102 和电容器 101。

接着，利用图 6 说明使用了上述本发明的排列型探头 10 的超声波诊断装置 1 的整体构成和动作。本实施方式的超声波诊断装置 1 是通过连续波多普勒法获得与被检体相关的诊断信息（例如血流速度）的装置。

如图 6 所示，超声波诊断装置 1 具有：排列型探头 10、连续波发送部 20、发送用相位旋转部 21、DC 偏压供给部 23、接收部 60、接收用相位旋转部 22、调制偏压放大部 24、系统控制部 300 和显示部 90。接收部 60 具备放大部 31、低通滤波部 41、加法部 51 和诊断信息计算部 80。

这里排列型探头 10 具有 N 个振动器，它们被分为多个 ( $N/2$  个) 发送用振动器 10a 和多个 ( $N/2$  个) 接收用振动器 10b，以分别将它们排列

的情况为例进行说明。例如，与将扇形排列探头的右侧一半（1~N/2）的排列振动器用作发送用探头 10A，将左侧一半（N/2+1~N）用作接收用探头 10B 的情况相同。发送用振动器 10a 和接收用振动器 10b 的构造与已叙述的相同。另外，在图 6 中为了图示方便，仅用 1 个发送用振动器和 1 个接收用振动器表示发送用探头 10A 和接收用探头 10B。

连续波发送部 20 生成连续正弦波（频率  $\omega_0$ 、例如 2 MHz）。发送用相位旋转部 21 为了接收时的聚焦，按照各发送用振动器 10 使连续波发送部 20 的连续正弦波以规定的相位量旋转，并将此作为驱动信号供给到发送排列振动器 10a 的发送端子 T。另一方面，DC 偏压供给部 23 为了限定发送用振动器 10a 的灵敏度而将规定大小的直流偏压供给到发送用振动器 10a 的偏压端子 B。由此，从排列的发送用振动器 10a 对生物体内的规定焦点位置辐射连续波超声波。

由生物体内的血流等的移动物体反射的超声波根据移动物体的移动速度而众所周知地进行频率偏移，成为  $\omega_1$ （ $=\omega_0 t + \Delta\omega_0$ ，例如 2 MHz + 1 KHz），入射到排列的接收用振动器 10b。入射的超声波信号在接收用振动器 10b 中变换为电信号，而在本实施方式中，如上述那样与向电信号的变换同时地实施解调处理。

接收用相位旋转部 22 为了接收时的聚焦，按照各接收用振动器 10b 使连续波发送部 20 输出的连续正弦波信号的相位以规定量旋转并供给到调制偏压放大部 24。调制偏压放大部 24 通过将进行了相位旋转的连续正弦波信号的振幅放大到预定的振幅（例如 100V），由此以与驱动信号相同的频率生成规定振幅的连续波电压信号，并将此作为调制偏压信号供给到接收用振动器 10b 的偏压端子 B。

使用数学式具体说明排列的接收用振动器 10b 中的第 k 个振动器 10b 的接收工序。在生物体内反射并由第 k 个振动器接收的超声波使用由生物体内的焦点位置和第 k 个振动器 10b 之间的距离确定的相位  $\theta(k)$  来表示。

$$g(t, k) = G \cdot \cos(\omega_1 t + \theta(k)) \quad \dots (4)$$

通过接收用相位旋转部 22 使相位仅旋转  $\theta(k)$ ，从而供给到第 k 个接收用振动器 10b 的偏压端子 B 的调制偏压信号表示为

$$F(t, k) = F \cdot \cos(\omega_0 t - \theta(k)) \quad \dots (5)$$

此时,从第  $k$  个接收用振动器 10b 的接收端子 R 输出的电压信号  $R(t)$  根据上述的式 (3) 与  $F(t, k) \cdot g(t, k)$  成比例,但除去其高次谐波成分(例如 4.001MHz),成为

$$R(t, k) = 2 \cdot K_r \cdot F \cdot G \cdot \cos(\Delta\omega_0 t) \quad \dots (6)$$

仅提取频率  $\Delta\omega_0$ (例如 1 KHz),实现多普勒解调。而且,不包含  $\theta(k)$  项,不依赖于元件号码  $k$  而成为相同相位,这表示也同时实现了电子聚焦的调相处理。

即,在本实施方式中,接收用振动器 10b 的接收端子 R 的输出波形成为与实施了多普勒解调以及调相的信号同等的信号。由此,在接收部 60 中,仅通过低通滤波部 41 除去由振动器 10b 进行接收时产生的高次谐波成分(4.001MHz),可以求得多普勒频率  $\Delta\omega_0$ (1 KHz)。另外,放大部 31 放大至在低通滤波部 41 的前段信号处理所需的规定电平。加法部 51 在低通滤波部 41 的后段对来自排列的各接收用振动器的信号进行加法运算,但由于来自各接收用振动器的输出信号如式(6)那样与编号  $k$  无关,所以在加法部 51 中不需要如以往那样的调相处理,只进行加法运算。由此,加法部 51 的输出成为多普勒频率,这里为 1KHz 的音频频带,并被输入到诊断信息计算部 80。诊断信息计算部 80 通过进行自相关处理等公知的运算,进行产生被检体的诊断信息(例如移动物体的移动速度或其二维分布图像)所需的运算。诊断信息被显示于显示部 90。另外,即使在高次谐波成分不引起放大部 31 的饱和或加法部 51 的饱和的范围内变换低通滤波部 41 和放大部 31 的顺序,也不会损害本发明的功能。

系统控制部 300 向连续波发送部 20、发送用相位旋转部 21、接收用相位旋转部 22、DC 偏压供给部 23、调制偏压放大部 24 等各部输出控制指令。系统控制部 300 例如由 DSP(Digital Signal Processor)构成。具体而言,系统控制部 300 具有对相位旋转或诊断信息的运算等所需的数据进行运算并供给的功能、偏压的控制功能。另外,为了避免附图中的繁杂,在图 6 中省略了表示来自系统控制部 300 的指令的流程的图示。显示部 90 显示接收部 60 根据多普勒频率求得的与被检体有关的诊断信息。

本发明者使用由上述偏压确定灵敏度的探头 10 做成超声波诊断装置 1,并确认了性能。构成探头 10 的振动器 1 个被构成为:鼓 18 的空穴 18e

的高度为 0.3 微米，1 个鼓 18 的大小为  $50\mu\text{m}$ （直径），鼓 18 的排列为图 2 所示的构成横 4 列、纵 200 列；探头 10 的构造如图 1 所示为排列了振动器 11—1~11m。设施加到发送用排列振动器的 DC 偏压的大小为 100 伏特，施加到接收用振动器的调制偏压的振幅为 100 伏特（峰值差）。通过该构造以及条件，能以超声波频率 2—5MHz 得到良好的多普勒解调灵敏度。

接着，作为比较例利用图 8 说明提供以往的连续波多普勒功能的超声波诊断装置的构成。图 8 的超声波诊断装置中，具有 N 个排列振动器的探头被分成分别由  $N/2$  个振动器构成的发送用探头 170A 和接收用振动器 170B。探头 170A 和 170B 使用一般的压电元件型振动器构成。在信号处理部，配有具备调相功能和多普勒解调功能的解调部 140。在比较例的图 8 的装置中，向解调部 140 输入接收用相位旋转部 22 的输出信号。此外，对与本实施方式的超声波诊断装置相同的构成部分标记相同的符号，并省略说明。从发送用探头 170A 向生物体内发送的连续波超声波被生物体内的血流等的移动物体反射，成为频率  $\omega_1$ （ $=\omega_0t+\Delta\omega_0$ 、例如  $2\text{ MHz}+1\text{ KHz}$ ），并入射到接收用探头 170B。由于在接收用探头 170B 中没有本实施方式那样的解调功能，所以其输出电压波形为频率  $\omega_1$ 。解调部 140 将接收信号的频率成分  $\omega_1$  和接收用相位旋转部 22 的输出  $\omega_0$  相乘，形成  $\Delta\omega_0$  和  $2\omega_0t+\Delta\omega_0$ 。同时，对接收信号中包含的  $\theta(k)$  进行调相。低通滤波部 41 仅提取出  $\Delta\omega_0$  和  $2\omega_0t+\Delta\omega_0$  之中的  $\Delta\omega_0$  成分（例如  $1\text{ KHz}$ ），即多普勒频率。系统控制部 1300 控制这些处理。

在图 8 的比较例的构成中，由于通过前置放大部 131 将超声波探头 170B 的接收信号放大至解调部 140 能处理的电平，所以事实上通过热噪声大的前置放大部 131 的性能限制解调部 140 的性能。其结果，在图 8 的比较例的超声波诊断装置中，存在成为诊断信息的生物体内的热噪声埋入前置放大部 131 的噪声中的情况。

与此相对，本发明的超声波诊断装置 1 使用由偏压确定灵敏度的超声波探头 10，通过调制偏压，在探头 10 中可与接收同时进行解调，所以解调处理不受放大部 31 的热噪声的影响。因此，即使是如果在放大部 31 的后段解调则可能会埋入热噪声中的微弱的信号，也能以大幅改善了的信噪

比进行检测。另外，由于用探头 10 进行解调处理，所以在进行信号处理的接收部 60 中不需要以往的电子电路的解调部 140，从而实现装置的大幅小型化和低价化。

另外，以往由于排列的探头的相邻探头间的串扰而产生前置放大部 131 的饱和现象，但在本发明的超声波诊断装置中，由于不产生放大部的饱和现象，所以不需要在排列的发送探头 10A 和排列的接收排列探头 10B 之间配置所谓的间隙元件。由此，除了可以在多普勒检测中使用排列探头的全部元件之外，还可以形成交替排列发送用振动器和接收用振动器的所谓交错方式的多普勒诊断装置。由此，还可一并使用比左右分割配置发送用探头以及接收用探头的情况优异的光束。另外，若发送用探头 10A 以及接收用探头 10B 如图 5 (c) 所示采用兼具收发的排列振动器 10c 的构成，则除了连续波多普勒外，也可应对 B 模式摄像、M 模式、脉冲多普勒或多普勒断层摄像 (CFM)。这里，作为连续波多普勒，对已知的模式进行了说明，但即使在超声波诊断装置的其他模式、B 模式摄像、M 模式、脉冲多普勒、多普勒断层摄像 (CFM) 中也无损于本发明的要点。实际上，在 B 模式摄像中，例如将中频 3MHz 的脉冲波形用于超声波的收发，但接收的中频 3MHz 的脉冲通过以 3MHz 调制的偏压来解调其载波频率 3MHz，成为包络线信号。众所周知，在 B 模式摄像中，通过检波电路等提取包络线信号并使其强度信息与亮度信息对应来进行图像显示，而这里也可以在探头的接收工序中进行包络线信号的提取，可在不埋入后续的放大器的噪声的状态下使微弱的信号图像化。

接着，使用图 7 (a)、(b) 对上述的图 6 的超声波诊断装置 1 的超声波发送以及接收时的动作进行补充说明。图 7 (a) 是表示超声波的发送处理的示意图，图 7 (b) 是表示超声波的接收处理的流程的示意图。

首先，使用图 7 (a) 对送波处理进行说明。

#### <直流偏压的施加 (S700)>

操作者使超声波探头 10 与被检体的体表接触。在系统控制部 300 的控制下，通过 DC 偏压供给部 23，将规定大小的直流偏压 dc 供给到发送用探头 10A 的振动器的每一个。

#### <驱动信号的生成 (S702)>

在系统控制部 300 的控制下，通过连续波发送部 20 向发送用相位旋转部 21 供给驱动信号  $f(t)$ 。驱动信号  $f(t)$  是连续正弦波（例如频率  $\omega_0 = 2 \text{ MHz}$ ），如式（7）所示。另外，式（7）的  $F_0$  是常数。

$$f(t) = F_0 \cdot \cos(\omega_0 t) \quad \dots (7)$$

#### <驱动信号的相位旋转（S704）>

在系统控制部 300 的控制下，发送用相位旋转部 21 仅使驱动信号  $f(t)$  的相位旋转规定的相位量  $\theta'$ ，并使其转移到发送用探头 10A 的各个振动器。相位旋转量  $\theta'$  是为了实现发送时进行聚焦而根据焦点位置按照各振动器预先确定的。具体而言，从排列探头 10A 内的基准振动器供给到第  $k$  ( $k = \text{自然数}$ ) 个振动器的驱动信号  $f(t, k)$  仅被旋转  $\theta(k)$ 。驱动信号  $f(t, k)$  与直流偏压  $dc$  叠加，并被供给到发送用振动器。供给到发送用探头 10A 的驱动信号  $f(t, k)$  如式（8）所示。

$$f(t, k) = F_0 \cdot \cos(\omega_0 t - \theta'(k)) \quad \dots (8)$$

#### <超声波送波信号的发射（S706）>

发送用探头 10A 向被检体（例如血球等的移动物体）发射与驱动信号  $f(t, k)$  对应的超声波送波信号  $T(t, k)$ 。具体而言，朝向被检体发射的超声波送波信号  $T(t, k)$  如式（9）所示。式（9）的  $K_t$  是根据构成发送用振动器的材料和几何尺寸而确定的常数。

$$T(t, k) = (2 \cdot K_t \cdot dc \cdot f(t, k)) + (\text{高次谐波成分}) \quad \dots (9)$$

超声波信号  $T(t, k)$  由被检体反射，并通过接收用探头 10B 接收（S806）。关于在接收时的各部的动作使用图 7（b）进行说明。

#### <驱动信号的供给（S800）>

在系统控制部 300 的控制下，由连续波发送部 20 生成的驱动信号  $f(t)$  被供给到接收用相位旋转部 22。根据该信号  $f(t)$ ，生成与驱动信号相同频率  $\omega_0$  的偏压信号。以下，在接收处理中，将驱动信号  $f(t)$  称为调制信号  $f(t)$ 。

#### <调制偏压信号的相位旋转（S802）>

接收用相位旋转部 22 为了实现接收时进行聚焦，而使调制信号  $f(t)$  的相位仅旋转规定的相位量  $\theta$ 。旋转相位量  $\theta$  是根据接收时焦点位置预先确定的。从接收用探头 10B 的基准振动器供给到第  $k$  ( $k = \text{自然数}$ ) 个振



动器的调制信号  $f(t, k)$  仅被旋转  $\theta(k)$ 。被相位旋转后的调制信号  $f'(t, k)$  如式 (10) 所示。调制信号  $f'(t, k)$  被供给到调制偏压放大部 24。

$$f'(t, k) = F_0 \cdot \cos(\omega_0 t - \theta(k)) \quad \dots (10)$$

<调制偏压信号的施加 (S804)>

调制偏压放大部 24 通过放大调制信号  $f'(t, k)$ ，生成频率与驱动信号相同的频率  $\omega_0$  的调制偏压信号  $F(t, k)$ ，并供给到接收用探头 10B。例如在调制信号  $f'(t, k)$  的振幅为 10V 的情况下，按照调制偏压信号  $F(t, k)$  的振幅成为 100V 左右的方式进行放大。放大后的调制偏压信号  $F(t, k)$  如式 (11) 所示。其中， $F$  是常数。另外如式 (11) 所示，调制偏压信号  $F(t, k)$  的频率虽然为与驱动信号  $f(t)$  同一频率  $\omega_0$ ，但在驱动信号的频率具有频带的情况下，只要是频带内的频率便可设定为所述那样的频率。

$$F(t, k) = F \cdot \cos(\omega_0 t - \theta(k)) \quad \dots (11)$$

调制偏压信号  $F(t, k)$  经接收用电路 13 被施加到构成探头 10B 的 cMut18 的上部电极 18a。

<超声波反射信号的接收和解调 (S806)>

在上述 S706 的工序中发送的超声波送波信号由被检体发射，成为超声波反射信号  $g(t, k)$ ，到达各接收用振动器。超声波反射信号  $g(t, k)$  的频率  $\omega_1$  包括与被检体的血球等的反射源的移动速度对应的多普勒移动频率  $\Delta\omega_0$  ( $\omega_1 = \omega_0 + \Delta\omega_0$ )，如式 (12) 所示。

$$g(t, k) = G \cdot \cos(\omega_1 t + \theta(k)) \quad \dots (12)$$

超声波反射信号  $g(t, k)$  由通过调制偏压信号  $F(t, k)$  调制了灵敏度的接收用探头 10B 接收。由此，从接收用探头 10B 输出的解调信号  $R(t, k)$  如式 (13) 所示成为被实施了多普勒解调处理的信号。另外，由式 (13) 可知，多普勒成分不依赖于编号  $k$  的值而为相同相位，还被实施了调相处理（聚束）。

$$R(t, k) = (K_r \cdot F \cdot G \cdot \cos(\Delta\omega_0 t)) + (\text{高次谐波成分}) \dots (13)$$

<解调信号的处理>

从接收用探头 10B 输出的解调信号  $R(t, k)$  被转移到接收部 60，并

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN100522068C</a>	公开(公告)日	2009-08-05
申请号	CN200580035041.3	申请日	2005-10-11
[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	A61B8/06		
CPC分类号	G01S7/52023 G01S15/8979		
代理人(译)	李贵亮		
审查员(译)	李燕		
优先权	2004300939 2004-10-15 JP		
其他公开文献	CN101039626A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

提供改善接收系统的信噪比且高灵敏度的超声波诊断装置。该超声波诊断装置具备：超声波探头(10)，与被检体之间收发超声波；发送部(20)，向超声波探头供给驱动信号；和接收部(60)，处理从超声波探头(10)输出的信号，计算与被检体相关的诊断信息。超声波探头(10)具有接收灵敏度根据被施加的偏压的大小而变化的接收用探头(振动器)(10B)。接收部(60)具备将振幅被调制后的偏压信号施加给接收用探头(振动器)(10B)的调制偏压放大部(24)。由此，在接收用振动器的接收工序中，可以对超声波反射信号实施一定的解调处理(例如调相处理或多普勒解调)。

