

[51] Int. Cl.
A61B 8/12 (2006.01)



[12] 发 明 专 利 说 明 书

专利号 ZL 200480017489.8

[45] 授权公告日 2009 年 3 月 4 日

[11] 授权公告号 CN 100464708C

[22] 申请日 2004.7.2

[21] 申请号 200480017489.8

[30] 优先权

[32] 2003. 7. 3 [33] JP [31] 191095/2003

[86] 国际申请 PCT/JP2004/009434 2004.7.2

[87] 国际公布 WO2005/002449 日 2005.1.13

〔85〕进入国家阶段日期 2005.12.22

[73] 专利权人 株式会社日立医药

地址 日本东京都

[72] 发明人 玉野聡 花岡明彦 岡崎英樹

小林隆 吉田幸恵

[56] 参考文献

US6171248B1 2001.1.9

JP2003 - 180697A 2003.7.2

US5291892A 1994.3.8

审查员 伍新中

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公
司

代理人 陈瑞丰

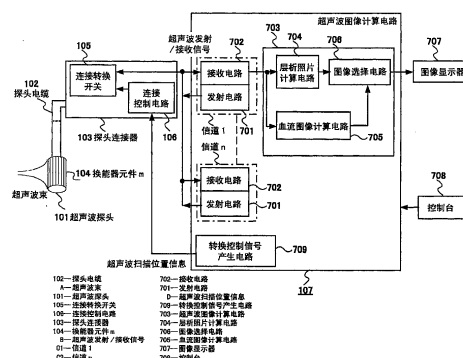
权利要求书 3 页 说明书 12 页 附图 6 页

[54] 发明名称

超声波探头和超声波诊断设备

[57] 摘要

一种超声波探头，包括被插入对象体腔组织内的插入部分和与插入部分相连的手柄部分。插入部分的顶端处，围绕其整个 360° 外圆周设置多个振荡器元件 (104)。所述手柄部分具有连接转换开关 (105)，用以顺序转换预定数量的超声波发射/接收信道 (701、702) 之间的电连接，所述信道 (701、702) 发射/接收超声波诊断设备主体 (107) 中的超声信号；还具有要被连接在多个振荡器元件中间的预定数量的振荡器元件。于是，能够提供一种超声波探头，它可在超声波探头的整个圆周上采集包含高质量层析照片和不具有位置不规则性的血流图像在内的超声波图像并显示超声波图像，以及使用所述超声波探头的超声波诊断设备。



1. 一种超声波探头，包括：插入部分，该插入部分被插入对象的体腔组织；以及手柄部分，它与插入部分相连，其中，将多个振荡器元件设置在插入部分的顶端、围绕其整个 360°的外圆周，并且在手柄部分中，设置连接转换开关，顺序转换多个振荡器元件中预定数量的振荡器元件，使与超声波诊断设备主体中、用于发射和接收超声波信号的预定数量的超声波发射和接收信道相连；

所述连接转换开关被构造成，使所述预定数量的超声波发射和接收信道中的每一个能以预定间隔与预定数量的振荡器元件相连，并且，将由预定数量的超声波发射和接收信道发射和接收的超声波信号的延迟时间设定为每次可变。

2. 一种超声波诊断设备，包括：超声波探头，该探头具有插入部分，所述插入部分被插入对象的体腔组织，以及手柄部分，它与插入部分相连；还包括超声波诊断设备主体，该主体具有预定数量的超声波发射和接收信道，用于向超声波探头发射和接收超声波信号；还包括超声波图像计算电路，用于根据来自预定数量的超声波发射和接收信道的发射和接收信号，计算超声波图像，其中，将多个振荡器元件设置在插入部分的顶端、围绕其整个 360°的外圆周，并且在手柄部分中，设置连接转换开关，顺序转换要与预定数量的超声波发射和接收信道相连的多个振荡器元件中的预定数量的振荡器元件的电连接，以及超声波诊断设备主体中的超声波图像计算电路包括超声波层析图像计算电路和超声波血流图像计算电路；

所述连接转换开关被构造成，使所述预定数量的超声波发射和接收信道中的每一个能以预定间隔与预定数量的振荡器元件相连，并且，将由预定数量的超声波发射和接收信道发射和接收的超声波信号的延迟时间设定为每次可变。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断设备，其中，对顺序连接预定数量的超声波发射和接收信道与预定数量的振荡器元件的连接转换开关进行开和关控制，从而使由位于每次连接的预定数量的振荡器元件阵列的中心处的振荡器元件发射和接收的超声波信号的延迟时间具有最大值，并且，

所发射和接收的超声波信号的延迟时间以参照中心的对称方式分布。

4. 根据权利要求3所述的超声波诊断设备,其中,所述连接转换开关被构造成,使多个振荡器元件可与预定数量的超声波发射和接收信道中的任一个相连,并且,将由预定数量的超声波发射和接收信道发射和接收的超声波信号的延迟时间设定为不改变。

5. 根据权利要求2所述的超声波诊断设备,其中,每次通过连接转换开关与预定数量的超声波发射和接收信道相连的预定数量的振荡器元件是覆盖插入部分的顶端、外圆周面上、大约 90° 的振荡器元件。

6. 根据权利要求2所述的超声波诊断设备,其中,超声波图像计算电路还包括图像选择电路。

7. 根据权利要求2所述的超声波诊断设备,其中,每次通过连接转换开关与预定数量的超声波发射和接收信道相连的预定数量的振荡器元件根据用于获取图像的体腔组织部分的深度变化。

8. 根据权利要求2所述的超声波诊断设备,其中,所述超声波诊断设备主体还包括图像显示单元,根据来自超声波层析图像计算电路和超声波血流图像计算电路的输出,显示超声波层析图像和超声波血流图像。

9. 根据权利要求4所述的超声波诊断设备,其中,通过重复使预定数量的振荡器元件的阵列中、在超声波信号的扫描方向上、最靠后的振荡器元件与超声波发射和接收信道断开,并使与预定数量的振荡器元件的阵列中、在超声波信号的扫描方向上、最靠前的振荡器元件相邻的振荡器元件与刚刚断开其与最靠后的振荡器元件之间的连接的超声波发射和接收信道新相连的操作,实行连接转换开关对预定数量的超声波发射和接收信道与预定数量的振荡器元件的电连接的顺序转换。

10. 根据权利要求2所述的超声波诊断设备,其中,通过重复使预定数量的振荡器元件的阵列中、在超声波信号的扫描方向上、最靠后的振荡器元件与超声波发射和接收信道断开,并使与预定数量的振荡器元件的阵列中、在超声波信号的扫描方向上、最靠前的振荡器元件相邻的振荡器元件与刚刚断开其与最靠后的振荡器元件之间的连接的超声波发射和接收信道新相连的操作,实行连接转换开关对预定数量的超声波发射和接收信道与预定数量的振荡器元件的电连接的顺序转换。

11. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断设备, 其中, 通过在整个 360° 的圆周上、移位超声波信号的扫描方向, 实行连接转换开关对预定数量的超声波发射和接收信道和预定数量的振荡器元件的电连接的顺序转换。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断设备, 其中, 通过在整个 360° 的圆周上、移位超声波信号的扫描方向, 实行连接转换开关对预定数量的超声波发射和接收信道和预定数量的振荡器元件的电连接的顺序转换。

超声波探头和超声波诊断设备

技术领域

本发明涉及超声波探头和超声波诊断设备，具体地说，涉及一种对于体腔用的超声波探头的改进，所述体腔适于用超声波探头插入体腔，并采集体腔内整个 360 度圆周的超声波图像，并涉及一种对于使用所述体腔用超声波探头的超声波诊断设备的改进。

背景技术

传统的体腔用超声波探头，有如像 JP-A-8-56948 中所公开的那样，是按照通过围绕其纵轴，机械地旋转超声波探头的插入部分，采集插入部分的整个圆周的超声波图像的方式来构造的。

也就是说，按照如下方式构造有如 JP-A-8-56948 中公开的体腔用超声波探头：以中空的、实质上为柱形的结构形成插入部分，使挠性轴通过中空部分，从顶部到其手柄部分，超声波换能器设置在挠性轴的顶部，以及设置在超声波探头的手柄部分的电动机与其另一端相连。

因此，按照如下方式构造如 JP-A-8-56948 中所公开的体腔用超声波探头：通过电动机的旋转，挠性轴相对于其中心轴旋转，由此，旋转设置在顶部的超声波换能器。结果，超声波换能器发射和接收的超声波束的辐射方向被构造为围绕插入部分的中心旋转和扫描。

此外，JP-A-61-135639 公开了一种设备和方法，利用该设备和方法，可二维地显示通过超声波脉冲多普勒方法获得的血管内的血流信息。

由具有挠性的件形成传统的体腔用的超声波探头的插入部分，从而，根据插入部分的变形，降低对象的负担和挠性轴的贯穿变形，使适合于体腔形状的超声波探头的插入成为可能。

如上所述，按照电动机旋转通过挠性轴引起超声波换能器的旋转的方式构造如 JP-A-8-56948 中公开的体腔用超声波探头。因此，当插入部分

弯曲时，由于造成挠性轴传送扭矩的不规则，导致可能会引起超声波换能器旋转不规则的问题。也即由于是按照扫描速度在超声波束发射和接收的扫描方向上的稳定性通过挠性轴由超声波换能器的旋转稳定性确定的方式构造超声波探头的，就导致超声波束发射和接收的不规则，为此原因，甚至引发不需要相对较高位置精度的断层分析图像给出 360° 的显示图像的问题，这个图像中引起“位置不规则”。特别是，为了获得需要振荡器位置精度的多普勒血流图像，需要在通过振荡器正确地机械固定超声波信号发射和接收位置（从而在超声波信号发射和接收期间不改变位置）的同时，发射和接收信号。此外，需要在每个超声波信号发射和接收的定时，正确且短暂地（在约 15 微秒内）改变振荡器的位置的同时，发射和接收超声波信号。因此，利用其中通过使用挠性轴机械地旋转超声波换能器的传统方案，难以进行血流图像的显示。

发明内容

本发明的目的是提供一种超声波探头，该探头能够没有位置的不规则并以较高的图像质量显示超声波图像，包括沿超声波换能器的整个圆周的断层分析图像和血流图像，以及一种使用所述超声波探头的超声波诊断设备。

本发明的另一目的是提供一种超声波诊断设备，所述设备使得能够容易地掌握疾病的状况，以减少诊断所需的时间，并提高诊断效率，以及能够降低对象的负担，使得能够容易地确认具有丰富血流的疾病状况，如恶性肿瘤等，并能够获得对确定诊断有用的信息。

按照本发明，将 m 个振荡器元件设置在超声波探头的插入部分的顶端处度整个 360° 圆周的周围，由 m 个振荡器元件中的连续 a 个 ($a = m/8 \sim m/2$) 振荡器元件的阵列，通过连接转换开关，发射和接收来自超声波诊断设备主体中的 n 个 ($n < m$) 超声波发射和接收信道的超声波信号，由此，通过顺序地转换所述连接转换开关，顺序地改变超声波信号的发射和接收方向，可以获得超声波探头的插入部分的整个 360° 圆周的、包括超声波断层分析图像和超声波血流图像的超声波图像。

根据本发明，由于通过以连接转换开关选择馈送超声波信号的任意振

荡器元件来进行超声波发射和接收方向的转换,所以,能够防止由于超声波发射和接收方向的机械旋转运动引起的传统图像质量降低,并且,由于能够容易地设置预定方向的超声波,可以容易地实现如彩色血流图(CFM)等血流信息的获取。通过根据所获得的血流信息,显示超声波探头的整个360°圆周的血流图像,可以实时地观察超声波图像,由此,检查员可以容易地掌握疾病的情况,减少了诊断所需的时间,并能够提高诊断的效率,而且能够减少对象的负担。

此外,按照本发明,由于可以减少超声波信号发射和接收信道的数量,每个超声波发射和接收信道构成用以控制将发射和接收波信号馈入超声波探头的超声波信号发射和接收单元,可以减小超声波诊断设备的尺寸,并且可以简化其构造。

附图说明

图1是用于说明本发明实施例1的超声波诊断设备的示意性结构方框图;

图2是用于说明应用于实施例1的超声波诊断设备的连接转换开关的示意性结构电路图;

图3是用于说明实施例1超声波诊断设备中的连接转换开关的转换操作的示意图;

图4是用于说明应用于实施例2超声波诊断设备的连接转换开关的示意性结构电路图;

图5是用于说明实施例2超声波诊断设备中的连接转换开关的转换操作的示意图; 以及

图6是用于说明包括由实施例1超声波诊断设备获得的血流图像在内的断层分析图像的视图。

具体实施方式

以下将参照附图说明本发明的实施例。

此外,在用于说明本发明实施例的所有附图中,具有相同功能的元件以相同的参考数字表示,并省略对它们的重复描述。

实施例 1

图1是用于说明本发明实施例1的超声波探头和使用该超声波探头的超声波诊断设备的示意性结构方框图,其中,标号101是超声波探头,标号102是探头电缆,标号103是探头连接器单元,标号104是振荡器单元,标号105是转换开关,标号106是连接控制电路,以及标号107是超声波诊断设备主体。尽管本实施例中将要说明的示例中,超声波发射和接收信道的数量为32,并且振荡器元件104的数量为256(每个超声波发射和接收信道由包括发送波定相电路在内的信号发射电路和包括接收波定相电路在内的信号接收电路构成),但是,包括发送波定相电路在内的信号发射电路,以及包括接收波定相电路在内的信号接收电路的信道数和振荡器元件的数量都不局限于此。

如图1所示,实施例1超声波诊断设备的结构如下:体腔用超声波探头101,它被插入到未予示出的对象中,并具有向对象发射超声波和接收所发射之超声波的反射波;将其转换为电信号(下称“接收波信号”)的振荡器元件104;以及超声波诊断主体107,该设备主体具有:n个超声波发射和接收信道,每个信道由以下元件构成:发射电路701,包括定相电路,在根据测量条件,执行发送波对振荡器元件104的聚集处理之后,发射超声波信号;以及接收电路702,包括定相电路,执行从振荡器元件104输出的接收波的聚集处理;超声波处理电路703,通过使用从各个接收电路702输出的接收信号,来处理超声波图像;图像显示707,如监视器,显示测量条件以及从超声波处理电路703输出的超声波图像信息等;公知的控制台708,用于执行如测量条件的输入等;以及转换控制信号产生电路709,产生用于与超声波发射和接收同步地控制连接转换开关105的信号(转换控制信号)。转换控制信号产生电路709产生表示发射和接收超声波的指定振荡器元件104的信息的扫描位置信息(发射和接收波方向地址)。

实施例1的超声波探头101是由手柄部分和插入部分形成的体腔用超声波探头(下称插入部分),并按照将振荡器元件104设置在插入部分的顶端的整个圆周周围的方式构成。具体地说,如图1所示,按如下方式构造

实施例 1 的超声波探头 101：将多个振荡器元件沿中心轴的方向平行设置在插入部分的外圆周上，以形成振荡器组，并将振荡器组参照中心轴设置在围绕插入部分的中心轴周围的整个 360°圆周上。

总数为 256 的探头电缆之一与相应的振荡器元件 104 相连，提供用于驱动振荡器元件 104 的电，并用作输出响应由相关振荡器元件 104 接收到的超声波而感生的接收波信号的信号线。将探头电缆 102 构造成通过插入部分内部，并以各探头电缆的另一端与探头连接器单元 103 的连接转换开关 105 相连。

将连接转换开关 105 构造成，使得由超声波诊断设备主体 107 向其提供发送波信号。此外，将来自连接控制电路 106 的转换信号输入连接转换开关 105。相应地，将连接转换开关 105 构造成，在信号发射期间用于转换振荡器元件 104，根据转换信号，向振荡器元件 104 提供来自超声波诊断设备主体 107 中的超声波发射和接收信道的发射信号。类似地，将连接转换开关 105 构造成，在信号接收期间，用于转换超声波发射和接收信道，根据转换信号，向超声波发射和接收信道提供来自振荡器元件 104 的接收信号。但是，如稍后所述的那样，连接控制电路 106 根据来自超声波诊断设备主体 107 的超声波扫描位置信息，转换连接转换开关 105。

由以上描述可知，以如下方式构造实施例 1 的超声波探头 101：将包括连接转换开关 105 和连接控制电路 106 在内的超声波发射和接收控制装置设置在位于超声波探头 101 的手柄侧的探头连接器单元 103 中。如图 2 所示，由并联连接的、用于转换每个振荡器元件 104 的开/关的 32 个公知开关元件 201 构成探头连接器单元 103 的连接转换开关 105。也即将实施例 1 的连接转换开关 105 构造成，使各个振荡器元件 104 与所有 n 个超声波发射和接收信道相连，其中通过使全部开关元件 201 处于关断状态，或者只使 32 个开关元件 201 之一处于接通状态，转换相关振荡器元件 104 的使用和不使用。

此外，把构成探头连接器单元 103 的连接控制电路 106 构造成，使得包含比如未予示出的公知 ROM(只读存储器)等，并通过以表格数据的形式存储来自超声波诊断设备主体 107 的扫描位置信息与连接转换开关 105 之间的关系，连接控制电路 106 用于根据来自主体的超声波扫描位置信息，

只使一个对应的开关元件 201 处于导通状态,并保持其他开关元件 201 处于关断状态。也即把实施例 1 的连接控制电路 106 构造成包括:未予示出的检索装置,用于根据与从超声波诊断设备主体 107 输出的发射信号同步输出的超声波扫描位置信息,检索存储在 ROM 中的表格数据;以及未予示出的开关装置,根据通过检索获得的数据(开关选择信息),对构成连接转换开关 105 的各个开关元件 201 进行开/关控制。

由以上描述可知,利用实施例 1 的超声波诊断设备,无需增加超声波发射和接收信道的数量(每个超声波发射和接收信道由包括执行超声波发射的发送波定相电路在内的信号发射电路和包括执行波接收的接收波定相电路在内的信号接收电路构成),就可以控制使用比 32 个信道多的 256 个振荡器元件 104 的超声波图像。此外,通过连接转换开关 105 适当地连接超声波发射和接收信道与振荡器元件 104,顺序地转换用于超声波发射和接收的振荡器元件 104。利用这种结构,可以减少传统上根据振荡器元件的数量而增加的超声波发射和接收信道的数量。

图 3 是用于说明实施例 1 超声波诊断设备的连接转换开关 105 的转换操作的示意图,具体地说,图 3(a)是用于说明在超声波发射和接收方向的地址为 0(零)时的示例示意图,而图 3(b)是用于说明在超声波发射和接收方向的地址为 1 时的示例示意图。尽管有如图 3(a)和(b)所示的振荡器元件的排列中,将第 129 到第 128 振荡器元件设置于一个方向上,但在实际排列中,第 128 振荡器当然在圆周上与第 129 振荡器相邻。此外,在本实施例中,发射和接收方向的最大地址是 255。

如图 3(a)和(b)所示,在实施例 1 的超声波诊断设备中,只对要被驱动的振荡器元件阵列的一侧部分设定提供给发送波信号和接收波信号的延迟时间,所述发送波信号和接收波信号是为形成要由超声波发射和接收信道发射和接收的超声波束所需要的。按照这种结构,控制连接转换开关,从而使延迟时间分布具有相对于位于要在相应时刻驱动的振荡器元件阵列的中心的振荡器元件的对称形式。

也就是说,在超声波诊断设备中,正确调整在波发射和接收期间、针对各个振荡器元件设置的相对延迟时间,从而最大化超声波束中心(束中心)处的敏感度。具体地说,通过将针对位于波的发射和接收所用的振荡

器元件阵列的中心的振荡器元件的延迟时间设定为最长,并且将针对远离中心的振荡器元件的延迟时间逐渐设定为更短的时间,从而使从各个振荡器元件到波接收时的焦点位置的人工距离相同,获得好像各个振荡器被设置为以焦点位置为中心的凹面形状。图3(a)和(b)中的柱状图示出来自各个信道的发射和接收波信号的延迟时间。也就是类似于传统方式,使用位于中心的振荡器元件作为基准,针对位于两侧对称位置的振荡器元件,设置相同的延迟时间。

但是,如图3(a)和(b)所示,在实施例1的超声波诊断设备中,每一个超声波发射和接收信道与两个振荡器元件相连。也即在实施例1的超声波诊断设备中,有如图3(a)所示那样,第1和第256振荡器元件与相同的超声波发射和接收信道1相连。此外,第2和第255振荡器元件与相同的超声波发射和接收信道2相连。类似地,直到第32和第225振荡器元件与相同的超声波发射和接收信道32相连,总共64个振荡器元件与32个超声波发射和接收信道之一相连。

这个示例中,在实施例1的超声波诊断设备中,由图中的柱状图所示的延迟时间可知,在用于波发射和接收的振荡器元件阵列中,将与位于中心的第1和第256振荡器元件相连的超声波发射和接收信道1设置为最大值。之后,根据距离中心的距离,延迟时间逐渐缩短,并针对与位于最外侧的第32和第225振荡器元件相连的超声波发射和接收信道32,设定最短的延迟时间。此外,在实施例1的超声波诊断设备中,由于围绕探针的插入部分的顶部的外圆周设置振荡器元件,在发射和接收波面侧,将振荡器元件几何排列为凸面形。

另一方面,在实施例1的超声波诊断设备中,由于在256个振荡器元件中的最多使用64个振荡器元件进行一次超声波束扫描,进行超声波发射和接收,所以,用于发射和接收的振荡器元件中被设置在最外侧的第32和第255振荡器元件之间的间隔相对于插入部分的中心轴成 90° 。由以上描述可知,在实施例1的超声波诊断设备中,由于将振荡器元件排列为凸面形,通过将用于一次超声波发射和接收的振荡器元件的数量确定为64个,即通过将最外侧振荡器元件之间的间隔确定为 90° ,从而抑制了由各个最外侧振荡器元件发射和接收的超声波的效率降低。

此外,如图 3(b)所示,将利用实施例 1 的超声波诊断设备中的超声波束的扫描设计成为,通过逐一顺序移位发射和接收超声波的振荡器元件,采集插入部分的整个圆周的超声波图像。也就是说,无需改变超声波发射和接收信道的延迟时间设定,通过控制连接转换开关 105,使超声波发射和接收所要用的振荡器元件移向第 33 振荡器元件。通过这种移位,第一和第二振荡器元件与相同的超声波发射和接收信道 1 相连。此外,第三和第 256 振荡器元件与相同的超声波发射和接收信道 2 相连。类似地,移位各个超声波发射和接收信道与振荡器元件之间的连接,第 33 和第 226 振荡器元件与相同的超声波发射和接收信道 32 相连,总共 64 个振荡器元件与 32 个超声波发射和接收信道之一相连。

如上所述,由于实施例 1 的超声波诊断设备被构造成,移位扫描方向,而无需改变针对各个超声波发射和接收信道设定的延迟时间,来自与位于排列在插入部分的外圆周周围的振荡器元件,且用于超声波发射和接收的振荡器元件阵列中心的振荡器元件相连的超声波发射和接收信道的超声波发射和接收信号的延迟时间表现出最大值。之后,根据离所述中心的距离,逐渐缩短延迟时间,并针对来自与设置在最外侧的第 33 和第 226 振荡器元件相连的超声波发射和接收信道的超声波发射和接收信号,设定最短延迟时间。

通过上述沿扫描方向顺序执行移位操作,实施例 1 的超声波诊断设备可以采集超声波探头 101 上、排列有振荡器元件的插入部分的整个 360°外圆周的超声波图像。

在将实施例 1 的超声波探头插入体腔(如直肠等)或通过食道插入胃部时,可以实时地获得整个 360°圆周的超声波图像,检查员可以容易地掌握疾病的情况,可以减少诊断所需的实际那,并能够提高诊断的效率,而且能够减少对象的负担。

现在,将说明利用实施例 1 的超声波诊断设备的体内任意 360°位置处超声波血流图像的计算和显示。

把由各接收电路 702 定相处理的接收信号输入超声波图像计算电路 703。超声波图像计算电路 703 内部包括:用于重构断层照片的层析照片计算电路 704,以及用于计算和重构血流图像的血流图像计算电路 705,

将各个接收电路 702 的输出传送到层析照片计算电路 704 和血流图像计算电路 705。上述 JP-A-61-135639 中详细说明了血流图像计算电路 705 的结构和处理内容。此外,图像选择电路 706 用于选择来自层析照片计算电路 704 和血流图像计算电路 705 的输出,以按显示层析照片或血流图像或其重叠图像的方式,显示层析照片或血流图像。将图像选择电路 706 的输出显示在诸如监视器等图像显示单元 707 上。

图 6 是用于说明由实施例 1 超声波诊断设备获得的超声波图像的视图,具体地说,在将实施例 1 的超声波探头通过食道插入胃部并测量超声波层析照片和二维血流图像时,所获得的图像的示意图。

在这一示例性的测量中,在将超声波探头的插入部分的顶部导入胃部之后,观察到多层结构的胃壁,并且观察到在胃壁内的血管中流动的血流动力学。

由图 6 所示的测量结果可知,通过利用将实施例 1 的超声波探头的插入部分插入体腔的超声波诊断设备,不仅可以获得整个 360°圆周的层析图像,还可以获得体内组织内的二维血流信息,因此,如上所述,检查员可以容易地掌握疾病的情况,可以减少诊断所需的实际那,并能够提高诊断的效率,而且能够减少对象的负担。

实施例 2

图 4 是说明构成实施例 2 超声波诊断设备中的探头连接器部分的连接转换开关示意性结构视图。在实施例 2 的超声波诊断设备中,除连接转换开关、连接控制电路、用于产生发射信号并用于进行接收信号的聚焦处理的超声波发射和接收信道以外,其他结构与实施例 1 的超声波诊断设备中相同。因此,在以下的说明中,只详细说明那些结构不同于实施例 1 超声波诊断设备的连接转换开关、连接控制电路和超声波发射和接收信道。

如图 4 所示,实施例 2 的连接转换开关 401 由多个开关元件 201 构成,这些开关元件并联连接,从而可与一个超声波发射和接收信道相连,而且每个开关元件 201 与一个预定的振荡器元件相连。具体地说,在实施例 2 的超声波诊断设备中,针对一个特定的超声波发射和接收信道,设置四个开关元件 201,比如设置第 1、第 56、第 129 和第 193 振荡器元件的四个

开关元件 201, 可以与第一超声波发射和接收信道相连。

也就是说, 在实施例 1 中, 32 个开关元件 201 与一个振荡器元件 104 相连, 因此, 需要 256 个振荡器元件 $\times$ 32 个=8192 个开关元件。另一方面, 在实施例 2 中, 设置四个开关元件 201 可与一个超声波发射和接收信道相连, 因此, 只需要 256 个开关元件。

此外, 即使在实施例 2 中的连接转换开关 401 中, 也根据来自并未予示出的连接控制电路的控制信号来控制各个开关元件 201 的开/关。

图 5 是说明实施例 2 超声波诊断设备中的转换开关的转换操作的示意图, 具体地说, 图 5(a) 是说明在超声波发射和接收方向的地址为 0(零)时的操作示意图, 而图 5(b) 是说明在超声波发射和接收方向的地址为 1 时的操作示意图。在如图 5(a) 和 (b) 所示的振荡器元件的排列中, 尽管将第 129 到第 128 振荡器元件设置在一个方向上, 在实际排列中, 第 128 振荡器当然在圆周上与第 129 振荡器相邻, 与实施例 1 的超声波诊断设备中的情况一样。

如图 5(a) 和 (b) 所示, 在实施例 2 的超声波诊断设备中, 需要 64 个超声波发射和接收信道, 从而为超声波束形成所需发射和接收信号提供的延迟时间覆盖两侧部分, 而不是一侧部分。

如图 5(a) 所示, 在实施例 2 的超声波诊断设备中, 将第 1、第 65、第 129 和第 193 振荡器元件设置成可以通过图 4 所示的开关元件 201 与第一超声波发射和接收信道相连。在这个示例中, 当超声波发射和接收方向的地址是 0(零)时, 在可与第一超声波发射和接收信道相连的开关元件中, 只使与第一振荡器元件相连的开关元件处于接通状态(导通状态), 第一超声波发射和接收信道和第一振荡器元件电连接。此外, 将未予示出的第 2、第 66、第 130 和第 194 振荡器元件分别设置成可以通过未予示出的开关元件与第二超声波发射和接收信道相连。类似地, 将第 33、第 97、第 161 和第 225 振荡器元件设置成可以通过未予示出的开关元件与第 33 超声波发射和接收信道相连, 以及将第 64、第 128、第 192 和第 256 振荡器元件设置成可以通过未予示出的开关元件与第 64 超声波发射和接收信道相连。

在本示例中, 在实施例 2 的超声波诊断设备中, 针对各个超声波发射

和接收信道设定的延迟时间如附图所示的柱状图那样发生变化。在图 5(a) 中, 由柱状图可知, 在用于波发射和接收的振荡器元件阵列中(第 1~第 32 和第 225~第 256 振荡器元件), 将来自与位于中心的第一和第 256 振荡器元件相连的超声波发射和接收信道的发射和接收波信号的延迟时间设定为最大值。之后, 根据距离中心的距离, 延迟时间逐渐缩短, 并针对与位于最外侧的第 32 和第 225 振荡器元件相连的超声波发射和接收信道 32, 设定最短的延迟时间。此外, 在实施例 2 的超声波诊断设备中, 由于围绕探针的插入部分顶部的圆柱形外圆周设置振荡器元件, 在发射和接收波面侧, 将振荡器元件几何排列为凸面形, 但是, 由于针对各个振荡器元件如柱状图所示那样设定延迟时间, 效果就好像是参照作为中心的焦点位置, 在凸面上排列振荡器元件, 与实施例 1 的超声波诊断设备中一样。

此外, 如图 5(b) 所示, 把利用实施例 2 的超声波诊断设备中的超声波束, 由体内组织中的插入部分的扫描设计成, 通过逐一顺序移位发射和接收超声波的振荡器元件, 采集插入部分的整个圆周的超声波图像。

也即在为第一超声波发射和接收信道设置与紧接在为第 64 超声波发射和接收信道而设置的超声波延迟量之前的相同超声波延迟量的同时, 连接控制电路 106 控制连接转换开关 401, 从而保持与第一振荡器元件的连接, 并实现针对第一振荡器元件的超声波发射和接收。

类似地, 在为第二超声波发射和接收信道设置与紧接在为第一超声波发射和接收信道而设置的超声波延迟量之前的相同超声波延迟量的同时, 连接控制电路 106 控制连接转换开关 401, 从而保持与第二振荡器元件的连接, 并实现针对第二振荡器元件的超声波发射和接收。此外, 执行类似的操作, 直到第 32 超声波发射和接收信道。

在紧接于地址为零之前的时刻, 连接控制电路 106 实行控制, 从而通过接通构成连接转换开关 401 的开关元件 201, 使第 33 超声波发射和接收信道执行针对第 225 振荡器元件的信号发射和接收, 并通过关断构成连接转换开关 401 的开关元件 201, 使第 33 超声波发射和接收信道不执行针对第 161、第 33 和第 97 振荡器元件的超声波发射和接收。

由于在给第 33 超声波发射和接收信道设置与紧接在为第 32 超声波发射和接收信道而设置的超声波延迟量之前的相同超声波延迟量的同时, 将

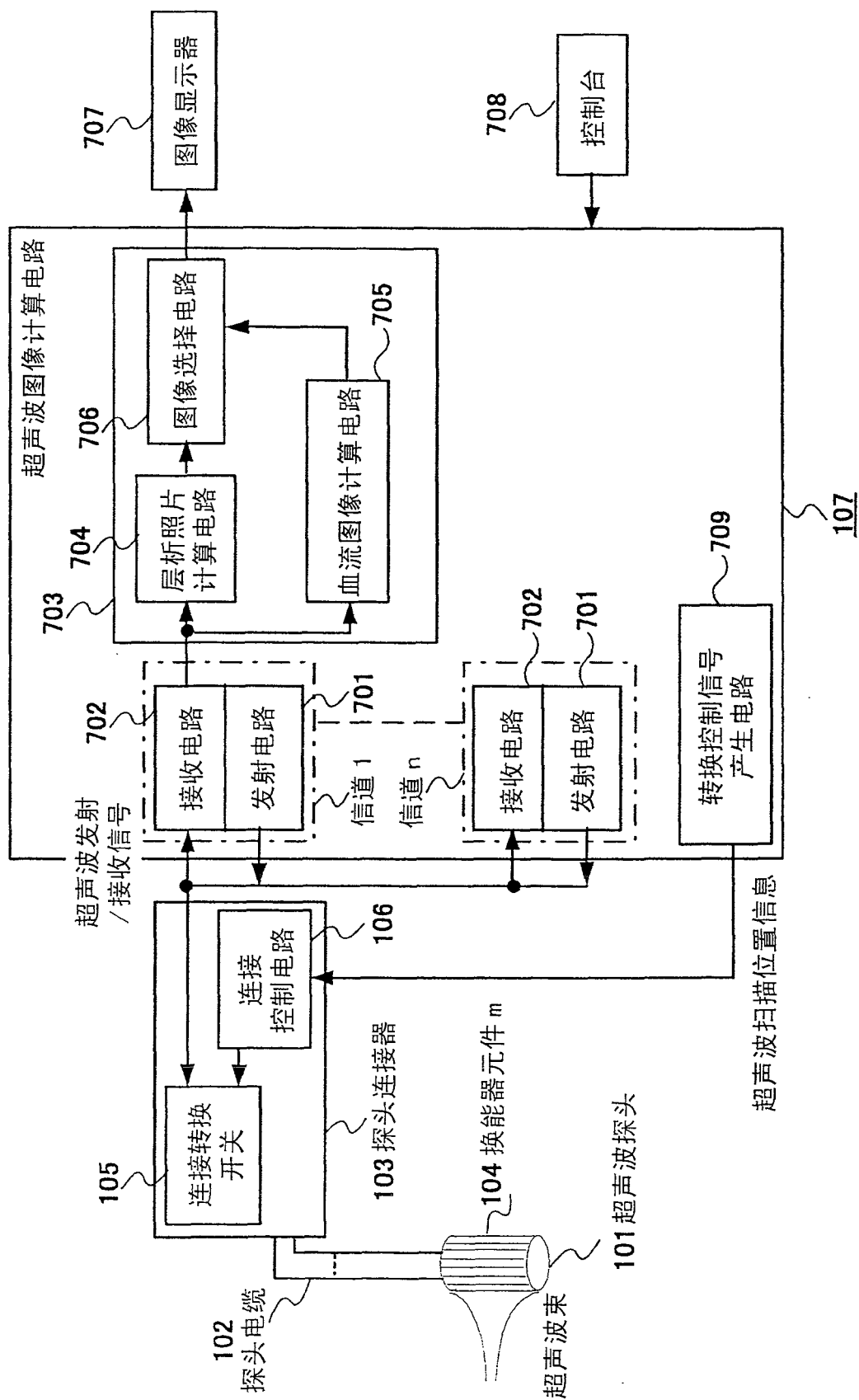
超声波发射和接收位置移动一个，连接控制电路 106 控制连接转换开关 401，实现针对第 33 振荡器元件的超声波发射和接收，而不实现针对第 161、第 225 和第 97 振荡器元件的超声波发射和接收。

此外，对于第 34～第 64 超声波发射和接收信道，在设置将前一超声波发射和接收信道的超声波延迟量移动一个的超声波延迟量的同时，连接控制电路 106 控制连接转换开关 401，实现针对前一振荡器元件相同的超声波发射和接收。

综上所述，在通过将前一超声波发射和接收信道的延迟量移位“1”以设定超声波发射和接收信道的超声波延迟时间时，连接控制电路 106 控制连接转换开关 401，从而将新连接的振荡器元件沿扫描方向移动一个，并断开最末端的振荡器元件。

通过顺序执行上述操作，实施例 2 的超声波诊断设备同样可以采集超声波探头上、排列有振荡器元件的插入部分的整个 360 度外圆周的超声波图像。

尽管在实施例 1 和 2 中，已经说明了超声波振荡器元件阵列中每次被驱动的振荡器元件的数量是 64，但可以根据图像获取所需的体腔部分的深度，调整超声波发射和接收信道和连接转换开关的排列，例如，在将超声波束聚焦到远离超声波探头的深处时，选择并每次驱动 96 个振荡器元件的阵列；与此相反，在将超声波束聚焦到靠近超声波探头的浅处时，选择并每次驱动 32 个振荡器元件的阵列。



一
[X]

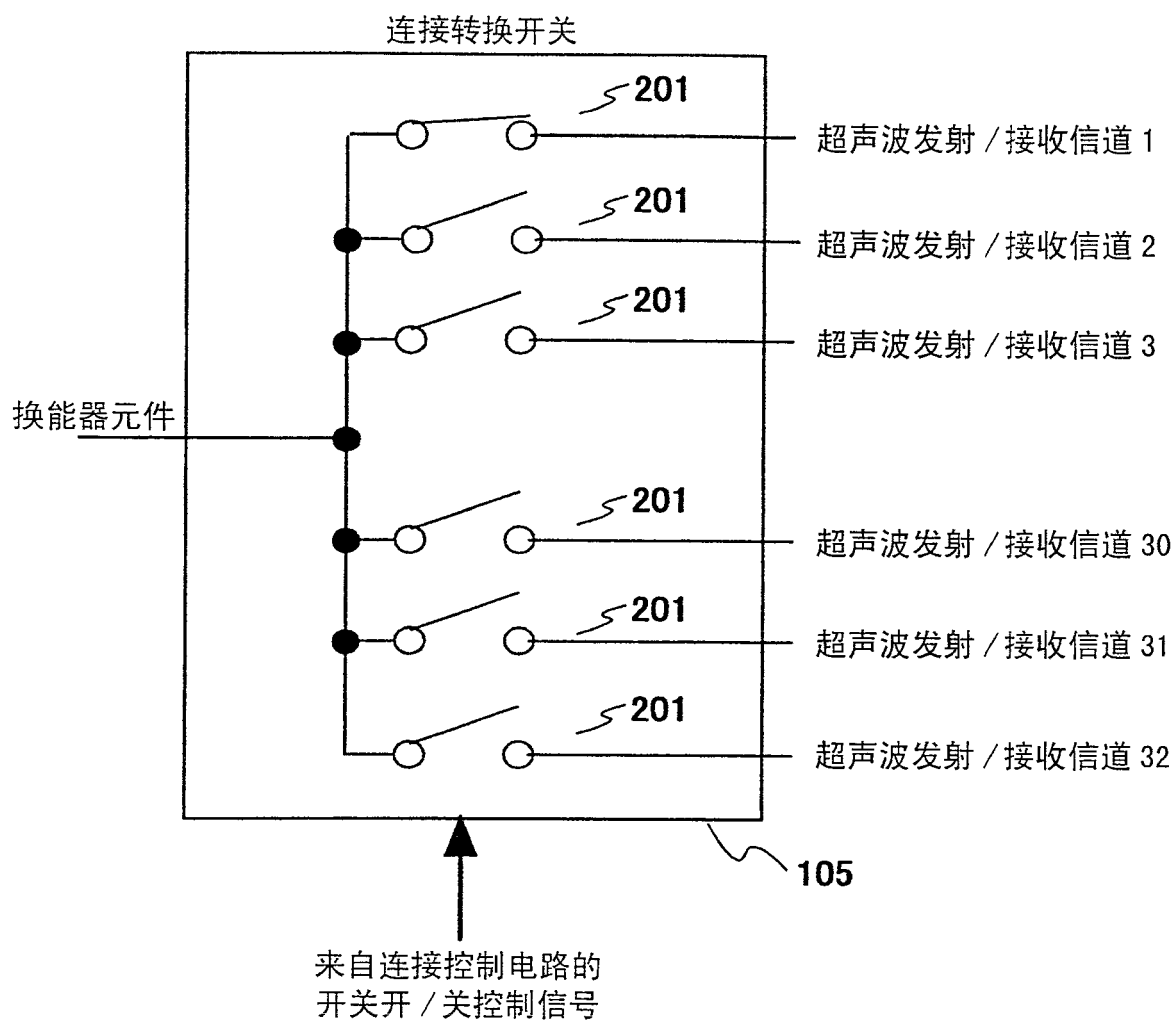


图 2

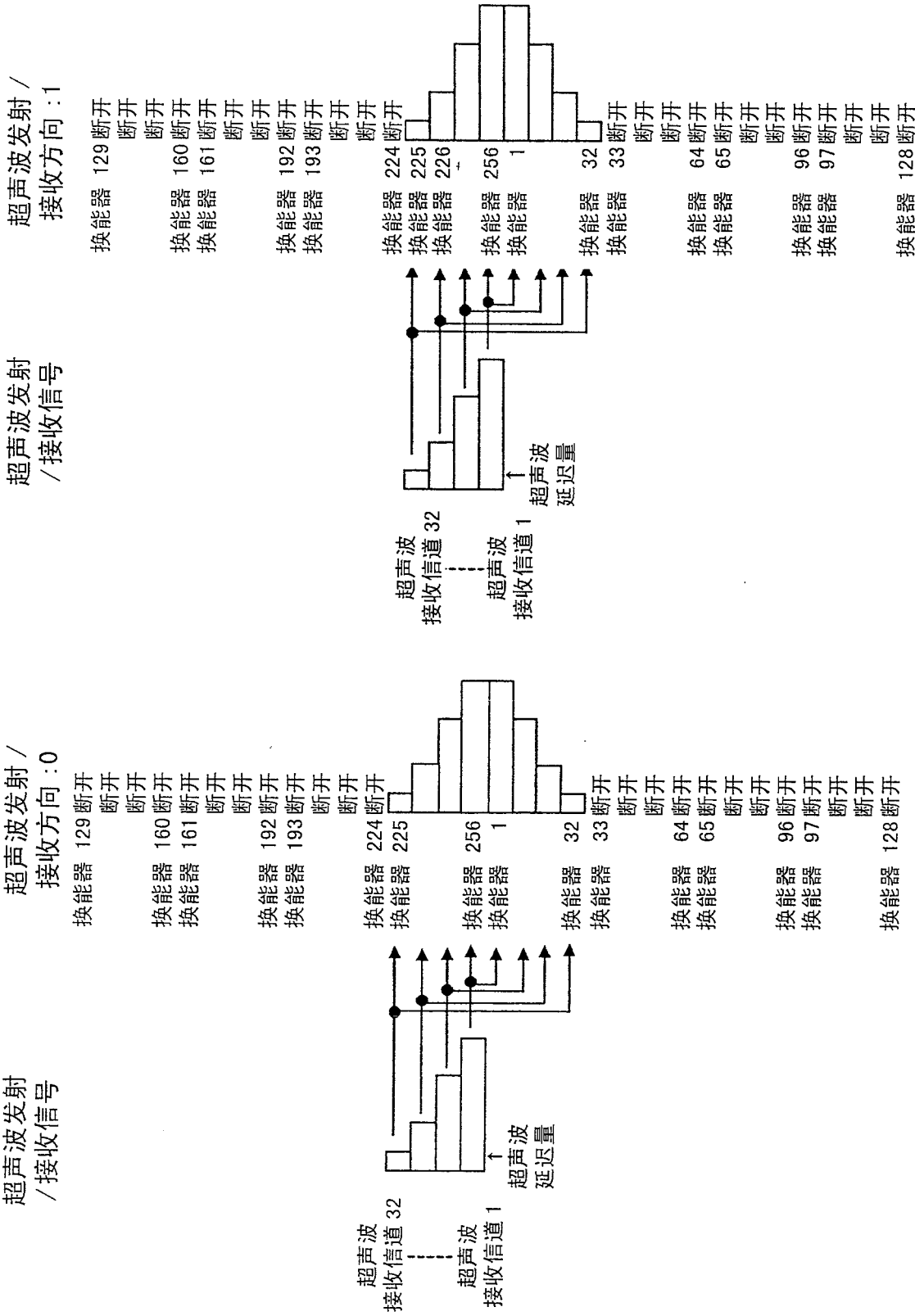


图 3 (a)

图 3 (b)

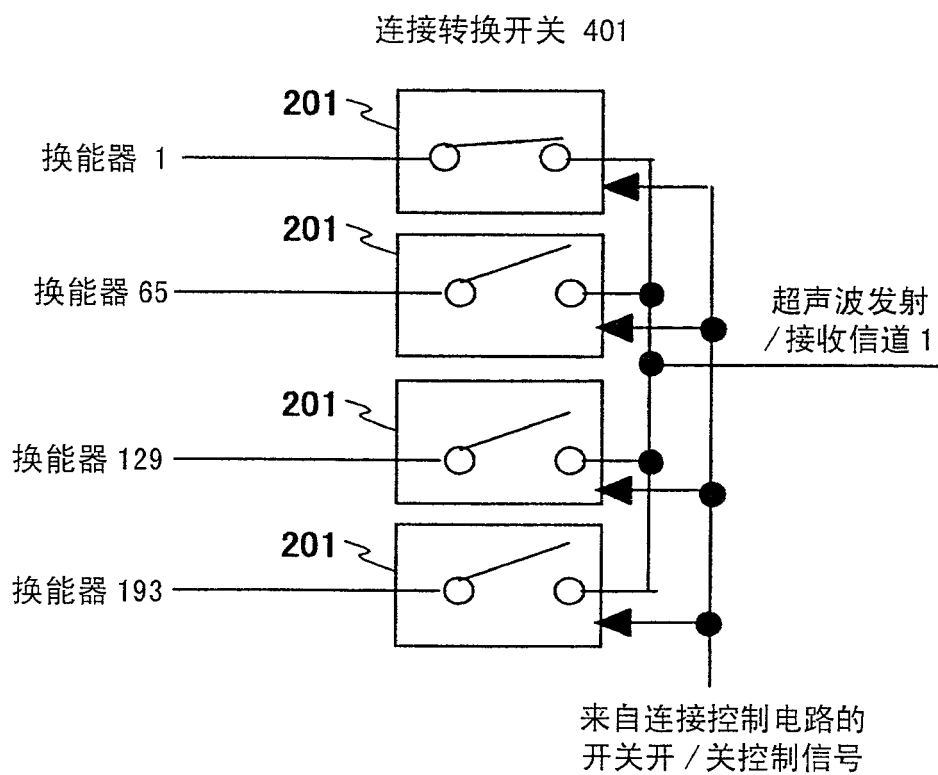


图 4

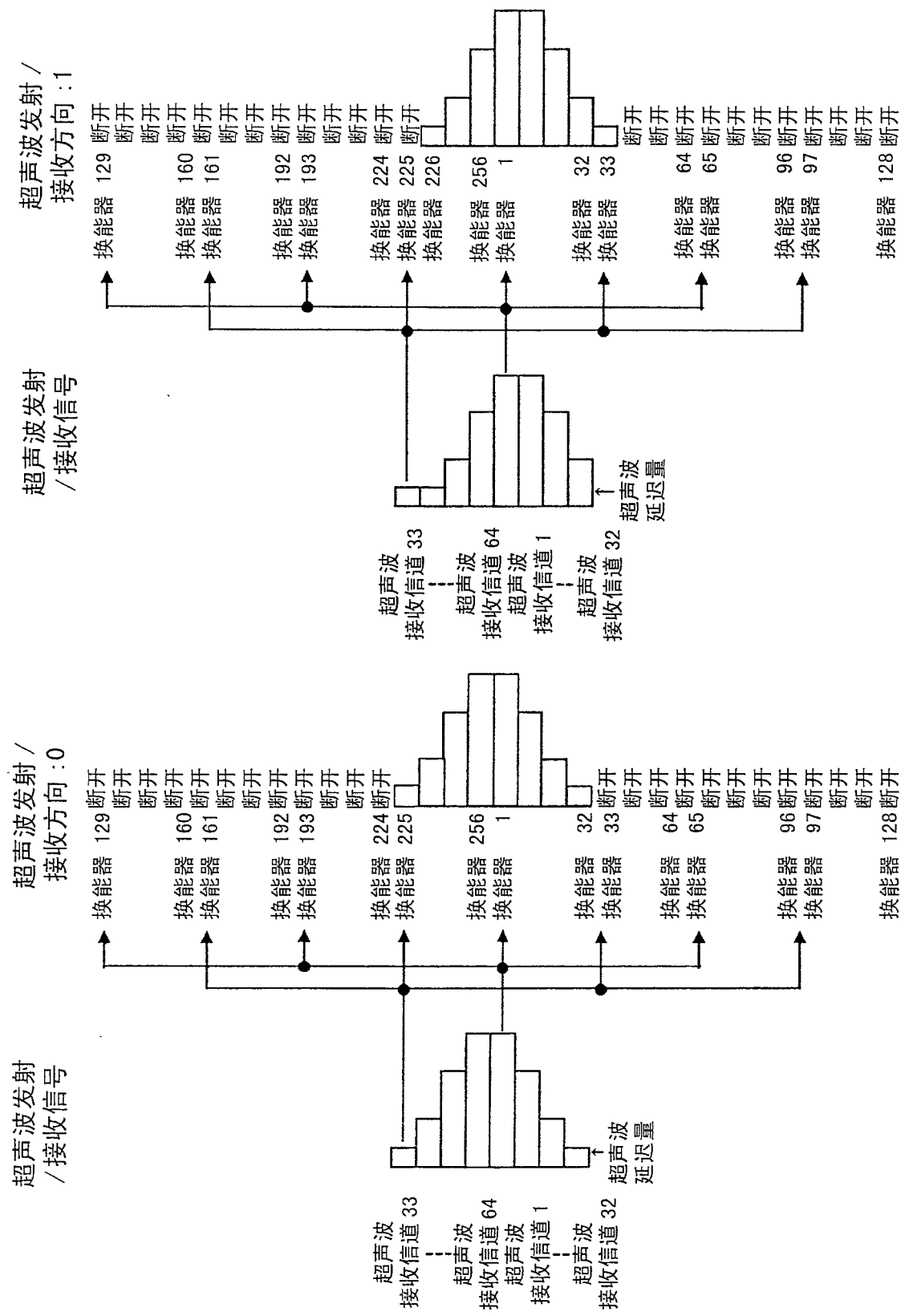


图 5(b)

图 5(a)

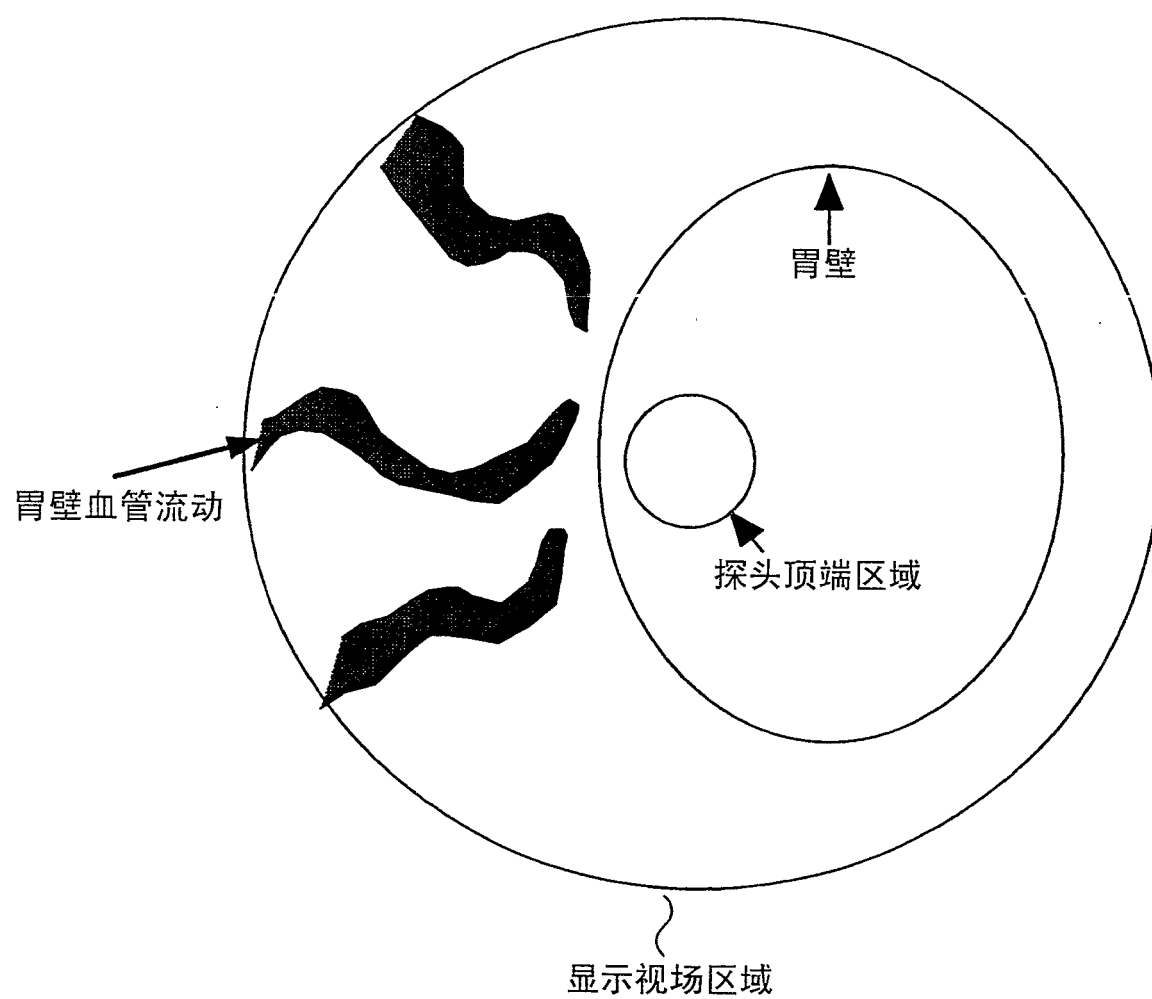


图 6

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断设备		
公开(公告)号	CN100464708C	公开(公告)日	2009-03-04
申请号	CN200480017489.8	申请日	2004-07-02
[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	玉野聪 花冈明彦 冈崎英树 小林隆 吉田幸惠		
发明人	玉野聪 花冈明彦 冈崎英树 小林隆 吉田幸惠		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/4488 A61B8/12		
代理人(译)	陈瑞丰		
优先权	2003191095 2003-07-03 JP		
其他公开文献	CN1809318A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波探头，包括被插入对象体腔组织内的插入部分和与插入部分相连的手柄部分。插入部分的顶端处，围绕其整个360°外圆周设置多个振荡器元件(104)。所述手柄部分具有连接转换开关(105)，用以顺序转换预定数量的超声波发射/接收信道(701、702)之间的电连接，所述信道(701、702)发射/接收超声波诊断设备主体(107)中的超声信号；还具有要被连接在多个振荡器元件中间的预定数量的振荡器元件。于是，能够提供一种超声波探头，它可在超声波探头的整个圆周上采集包含高质量层析照片和不具有位置不规则性的血流图像在内的超声波图像并显示超声波图像，以及使用所述超声波探头的超声波诊断设备。

