



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101103928 B

(45) 授权公告日 2010.06.02

(21) 申请号 200710129157.4

WO 2006/043603 A1, 2006.04.27, 全文.

(22) 申请日 2007.07.13

JP 特开 2005-312490 A, 2005.11.10, 全文.

(30) 优先权数据

审查员 伍新中

193086/2006 2006.07.13 JP

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 本乡宏信

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 陈英俊

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

(56) 对比文件

WO 2006/041114 A1, 2006.04.20, 全文.

JP 特开 2005-328885 A, 2005.12.02, 全文.

CN 1685246 A, 2005.10.19, 全文.

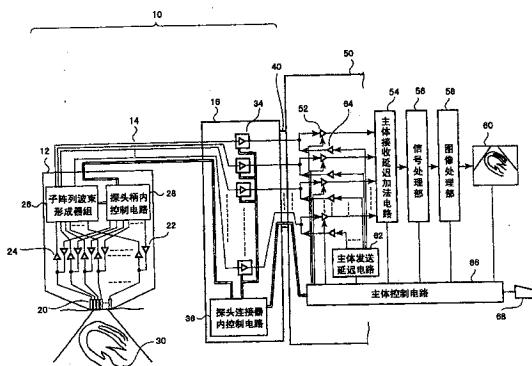
权利要求书 3 页 说明书 7 页 附图 7 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及超声波诊断系统

(57) 摘要

提供一种超声波诊断装置，超声波探头利用排列成阵列状的多个超声波振子组向被测体发送超声波并接收超声波，并且内置了得到该被测体内的组织信息后放大接收到的微弱的超声波回声的前置放大器组。此外，在超声波振子组的第一区域连接有第一前置放大器组，在第二区域连接有第二前置放大器组。然后，控制电路进行切换，使得在停止第一前置放大器组的工作的工作模式中，向第二前置放大器组供给被供给到第一前置放大器组的偏置电流。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备 :

超声波探头,所述超声波探头具有:多个超声波振子,排列成阵列状,用于向被测体发送超声波并接收超声波,所述超声波探头还具有多个前置放大器,分别与上述多个超声波振子连接,放大通过上述收发得到的接收信号;

收发控制部,构成为对上述超声波探头切换进行脉冲波的收发和连续波的收发;

控制电路,进行如下控制:在进行上述脉冲波的收发时,对上述多个前置放大器的每个供给实质上均等的偏置电流,在进行上述连续波的收发时,向与接收中使用的上述超声波振子连接的上述前置放大器,供给比向连接在发送中使用的上述超声波振子上的前置放大器供给的偏置电流大的偏置电流。

2. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制电路进行使上述前置放大器消耗的功率总量不超过规定的上限值的控制。

3. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波探头是二维阵列探头。

4. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述前置放大器被内置于上述超声波探头中或者用于将该超声波探头连接在超声波诊断装置的主体上的探头连接器中。

5. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

作为使上述前置放大器的工作停止的工作模式,使用执行波束控制的连续波多普勒模式。

6. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

在停止上述发送中使用的的前置放大器的工作的工作模式中,上述控制电路控制要停止上述发送中使用的前置放大器的工作的、向该发送中使用的前置放大器组供给的偏置电流,并且进行如下控制,即除了被供给到上述接收中使用的前置放大器中的偏置电流之外,还向上述接收中使用的前置放大器供给向上述发送中使用的前置放大器供给的偏置电流。

7. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制电路具有切换部,在停止上述发送中使用的前置放大器的工作的工作模式中,该切换部进行切换,使得向上述接收中使用的前置放大器,供给要停止上述发送中使用的前置放大器的工作的、向该发送中使用的前置放大器供给的偏置电流。

8. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制电路进行如下控制:在停止上述发送中使用的前置放大器的工作的工作模式中,使被供给到上述发送中使用的前置放大器中的偏置电流成为 0。

9. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述多个超声波振子被分割成第一区域和第二区域;

上述多个前置放大器被分割成第一前置放大器组和第二前置放大器组,该第一前置放大器组放大在上述第一区域接收的接收信号,该第二前置放大器组放大在上述第二区域接收的接收信号;

上述控制电路进行如下控制:在停止上述第一前置放大器组的工作、并且停止与对应于上述第二区域的上述多个超声波振子相连接的脉冲发生器组的工作的工作模式中,向上述第二前置放大器组供给被供给到上述第一前置放大器组的偏置电流。

10. 如权利要求 9 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制电路进行如下控制:即使改变了上述多个超声波振子的第一区域和第二区域的比率,由上述第一和第二前置放大器组消耗的功率总量也不超过其上限值。

11. 如权利要求 9 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

作为停止上述第一前置放大器组的工作的工作模式,使用执行波束控制的连续波多普勒模式。

12. 如权利要求 9 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

在停止上述第一前置放大器组的工作的工作模式中,上述控制电路控制要停止上述第一前置放大器组的工作的、向该第一前置放大器组供给的第一偏置电流,并且进行如下控制,即除了被供给到上述第二前置放大器组的第二偏置电流之外,还向上述第二前置放大器组供给上述第一偏置电流。

13. 如权利要求 9 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制电路具有切换单元,在停止上述第一前置放大器组的工作的工作模式中,上述切换单元进行切换,使得向上述第二前置放大器组供给要停止上述第一前置放大器组的工作的、向该第一前置放大器组供给的第一偏置电流。

14. 如权利要求 9 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制电路进行如下控制:在停止上述第一前置放大器组的工作的工作模式中,使被供给到上述第一前置放大器组的第一偏置电流成为 0。

15. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述多个超声波振子被分割成第一区域和第二区域;

上述多个前置放大器被分割成第一前置放大器组和第二前置放大器组,该第一前置放大器组放大在上述第一区域接收的接收信号,该第二前置放大器组放大在上述第二区域接收的接收信号;

上述控制电路进行如下控制:在停止上述第一前置放大器组的工作的工作模式中,向上述第二前置放大器组供给被供给到该第一前置放大器组的偏置电流;

上述超声波诊断装置的主体被连接到上述超声波探头,取得由该超声波探头得到的信息并向该超声波探头供给电源。

16. 如权利要求 15 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制电路进行如下控制:即使改变了上述多个超声波振子的第一区域和第二区域的比率,由上述第一和第二前置放大器组消耗的功率总量也不超过其上限值。

17. 如权利要求 15 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波探头是二维阵列探头。

18. 如权利要求 15 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述第一和第二前置放大器组被内置于上述超声波探头中、或者用于将该超声波探头连接在超声波诊断装置上的探头连接器中。

19. 如权利要求 15 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

作为停止上述第一前置放大器组的工作的工作模式,使用执行波束控制的连续波多普勒模式。

20. 如权利要求 15 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

在停止上述第一前置放大器组的工作的工作模式中,上述控制电路控制要停止上述第一前置放大器组的工作的、向该第一前置放大器组供给的第一偏置电流,并且进行如下控制,即除了被供给到上述第二前置放大器组的第二偏置电流以外,还向上述第二前置放大器组供给上述第一偏置电流。

21. 如权利要求 15 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制电路具有切换单元,在停止上述第一前置放大器组的工作的工作模式中,该切换单元进行切换,使得向上述第二前置放大器组供给要停止上述第一前置放大器组的工作的、向该第一前置放大器组供给的第一偏置电流。

## 超声波诊断装置及超声波诊断系统

[0001] 本申请基于并要求 2006 年 7 月 13 日提出的日本专利申请 No. 2006-193086 的优先权，其全文作为参考包含在本文中。

### 技术领域

[0002] 本发明涉及扫描超声波束后实时地获得生物体内的图像的实时超声波诊断装置和使用了超声波探头的超声波诊断装置及超声波诊断系统，特别是涉及使用内置有电子电路的探头的超声波诊断装置。

### 背景技术

[0003] 近年来，在超声波二维（2D）阵列探头等中，在探头头部内置电子电路，能够进行发送波形的生成、接收回声的放大和部分的波束生成。例如，在日本特开 2000-139907 号公报中记载了使用了这样的二维阵列探头的超声波诊断装置。

[0004] 此外，为了抑制振子元件尺寸变小所引起的阻抗上升，还考虑了使用叠片压电体。

[0005] 例如，在使用内置了电子电路的探头的实时超声波诊断装置中，探头柄包括超声波振子组、脉冲发生器组、前置放大器组、子阵列波束形成器组和控制它们的控制电路。此外，由上述探头柄、探头电缆、探头连接器和电子电路组、探头连接器内控制电路构成超声波探头。

[0006] 另一方面，在通过探头连接器连接了这样的超声波探头的超声波诊断装置中，在主体前置放大器组对实施了接收延迟加法处理的超声波回声信号进行放大。然后，使该被放大的超声波回声信号在接收延迟加法电路中对准时，在信号处理部进行检波而取出包络线，在图像处理部进行坐标变换，通过实施适于图像显示的处理后显示在显示部上，这样能实时地显示被观测体内的形态信息。

[0007] 但是，如果对被观测体内的血流进行中心频率  $f_0$  的超声波的收发，超声波束的频率就由于流动的血细胞而受到与血流速度成比例的多普勒偏移  $f_d$ ，从而接收频率为  $f_0+f_d$  的超声波束。因此，通过检测该多普勒偏移频率  $f_d$  并显示时间上的变化，就能够显示血流速度信息作为多普勒图像。

[0008] 这时，将检测到的多普勒偏移频率  $f_d$  映射在二维上，通过进行适当的色彩变换后与先前的超声波图像重合进行显示，就能够将包含血流速度信息的被观测体内的图像作为彩色多普勒图像实时地显示（未图示）。

[0009] 近年来，在超声波探头中使用了二维阵列振子，振子数增加到数千个，各个振子大小变得极其小。该情况下，如果将探头直接连接在超声波诊断装置上，就需要非常多的电缆根数。因此，整个电缆就变得很粗，在妨碍操作的同时，难以高效率地向微小的振子传输驱动用的波形，并且难以高品质地传输由微小的振子接收的超声波回声。

[0010] 因此，在二维阵列等的情况下，在超声波探头中安装了发送电路和接收电路等电子电路。再者，在容易且高效地进行数量多的微小振子的驱动、高效地放大接收到的微弱超声波回声的同时，通过对以数个为单位的振子进行局部的接收波束生成后进行相加，就能

够减少输入到超声波诊断装置的信号线的根数。

[0011] 但是,为了将超声波探头的温度上升抑制在可容许的程度,需要减少这些探头中内置的电子电路所产生的热量。因此,存在不能够增大提供给内置电子电路的电源功率的问题。另一方面,关于放大超声波回声的前置放大器组,代表性的放大元件大多数情况下都使用了 FET(场效应晶体管)。利用该 FET 的前置放大器,为了降低噪声而得到较宽的动态范围,就需要如图 1 所示地增加偏置电流。

[0012] FETM1 的输入换算噪声(热噪声)可以用下式求得。

$$v_n = 4kT(2/3) \cdot (1/gm)$$

$$gm = 2 \cdot I_d / (V_{GS} - V_{TH})$$

[0015] 因此,为了降低噪声,就需要增大偏置电流。

[0016] 即,为了放大像连续波多普勒(SCW)模式那样地在振幅较大的杂乱回波(来自心脏壁等的反射)上重叠的极微弱的多普勒信号,需要供给比得到通常 B 模式图像时大许多倍的相当大的偏置电流。

[0017] 其结果,前置放大器的发热增加使得探头的温度上升变大,产生过多的发热,有可能导致内置的电子电路不能正常工作。如果为了避免该情况而抑制偏置电流进行使用,就得不到充分的前置放大器的动态范围,就很难忠实地放大微弱的信号成分,不能得到诊断所需的信息。

## 发明内容

[0018] 因此,本发明的目的在于提供一种超声波诊断装置和使用了超声波探头的超声波诊断装置及超声波诊断系统,在使用内置了前置放大器等电子电路的二维阵列探头等的超声波诊断装置中,不增加探头的电子电路的消耗功率和发热就减小前置放大器的噪声电平,能够增大动态范围来确保连续波多普勒模式等的接收性能,得到良好的超声波图像。

[0019] 即,第一个发明涉及超声波诊断装置,其具备:

[0020] 超声波探头,所述超声波探头具有:多个超声波振子,排列成阵列状,用于向被测体发送超声波并接收超声波,所述超声波探头还具有多个前置放大器,分别与上述多个超声波振子连接,放大通过上述收发得到的接收信号;

[0021] 收发控制部,构成为对上述超声波探头切换进行脉冲波的收发和连续波的收发;

[0022] 控制电路,进行如下控制:在进行上述脉冲波的收发时,对上述多个前置放大器的每个供给实质上均等的偏置电流,在进行上述连续波的收发时,向与接收中使用的上述超声波振子连接的上述前置放大器,供给比向连接在发送中使用的上述超声波振子上的前置放大器供给的偏置电流大的偏置电流。

[0023] 此外,第二个发明涉及使用了超声波探头的超声波诊断装置,其具备:

[0024] 多个超声波振子,排列成阵列状,向被测体发送超声波并接收超声波,具有第一区域和第二区域;

[0025] 脉冲发生器组,驱动上述多个超声波振子的第一区域和第二区域,使其发送上述超声波;

[0026] 前置放大器组,放大在上述多个超声波振子的第一区域和第二区域接收的上述被测体内的组织信息;

[0027] 控制电路,进行如下控制:在停止与上述第一区域连接的第一前置放大器组的工作、并且停止与上述第二区域连接的第二脉冲发生器组的工作的工作模式中,向与上述第二区域连接的第二前置放大器组供给被供给到该第一前置放大器组的偏置电流。

[0028] 另外,第三发明涉及超声波诊断系统,其具备:

[0029] 超声波探头,所述超声波探头具有:多个超声波振子,排列成阵列状,向被测体发送超声波并接收超声波,具有第一区域和第二区域;脉冲发生器组,驱动上述多个超声波振子的第一区域和第二区域来发送上述超声波;第一前置放大器组,放大在上述多个超声波振子的第一区域接收的上述被测体内的组织信息;第二前置放大器组,放大在上述多个超声波振子的第二区域接收的上述被测体内的组织信息;以及控制电路,进行如下控制,即在停止上述第一前置放大器组的工作的工作模式中,向上述第二前置放大器组供给被供给到该第一前置放大器组的偏置电流;

[0030] 超声波诊断装置,与上述超声波探头连接,获得由该超声波探头得到的信息并提供给电源。

[0031] 根据本发明,能够提供一种超声波诊断装置、使用了超声波探头的超声波诊断装置及超声波诊断系统,在使用内置了前置放大器等电子电路的二维阵列探头等的超声波诊断装置中,不增大探头的电子电路的消耗功率和发热就能减小前置放大器的噪声电平,能够增大动态范围来确保连续波多普勒模式等的接收性能,得到良好的超声波图像。

## 附图说明

[0032] 包含在说明书中并构成其一部分的附图目前说明了本发明的优选实施例,并且和上面给出的一般性说明以及下面给出的优选实施例的详细说明一起用来解释本发明的原理。

[0033] 图1是说明现有的放大超声波回声的FET的偏置电流和噪声之间关系的图。

[0034] 图2涉及本发明的第一实施方式,是表示使用了内置电子电路探头的实时超声波诊断装置的结构的方框图。

[0035] 图3是表示在图2的超声波诊断装置的显示部35实时显示的被观测体内的形态信息例子的图。

[0036] 图4是说明本发明的第一实施方式的超声波诊断装置的工作的流程图。

[0037] 图5A是说明通常的脉冲收发模式中的超声波振子和前置放大部的图,图5B是说明SCW模式中的超声波振子和前置放大部的图。

[0038] 图6是表示作为SCW多普勒图像显示的血流速度信息的例子的图。

[0039] 图7是说明本发明的第二实施方式中的超声波诊断装置的工作的流程图。

## 具体实施方式

[0040] 下面,参照附图说明本发明的实施方式。

[0041] (第一实施方式)

[0042] 图2涉及本发明的第一实施方式,是表示使用了内置电子电路探头的实时超声波诊断装置的结构的方框图。

[0043] 图2中,本实施方式的超声波诊断装置包括超声波探头10和用主体侧探头连接器

40 连接了该超声波探头 10 的超声波诊断装置主体 50。

[0044] 并且,上述超声波探头 10 包括探头柄 12、一端与该探头柄 12 连接的探头电缆 14、与该探头电缆 14 的另一端连接的探头连接器 16。

[0045] 上述探头柄 12 包括超声波振子组 20、脉冲发生器组 22、前置放大器组 24、子阵列波束形成器组 26、控制它们的探头柄内控制电路 28。

[0046] 上述超声波振子组 20 例如如后所述地排列成  $N \times M$  的阵列状构成,向被观测体 30(例如心脏)发送超声波并接收超声波。脉冲发生器组 22 与超声波振子组 20 连接,用于按照由探头柄内控制电路 28 生成的不同定时驱动超声波振子组 20,产生具有规定的方向性的超声波束。这样,就按照来自脉冲发生器组 22 的电信号,从超声波振子组 20 向被观测体 30 照射超声波束。

[0047] 从超声波振子组 20 送出的超声波束在被观测体 30 内的结构物的边界等声阻不同的界面中受到反射,为了得到该被观测体 30 内的结构和移动等的信息,并且良好地传输由超声波振子组 20 接收的微弱的超声波回声信号,前置放大器组 24 进行低噪声放大或者缓冲等处理。子阵列波束形成器组 26 按照数个通道为一组提供延迟时间后,将来自上述的前置放大器组 24 的输出信号相加,以减少来自该超声波探头 10 的输出信号线的数量。这样就减少了探头电缆 14 的根数。

[0048] 探头柄内控制电路 28 用于控制上述的脉冲发生器组 22、前置放大器组 24 和子阵列波束形成器组 26 的工作。根据来自该探头柄内控制电路 28 的控制信号,前置放大器组 24 能够按照各个要素来设定偏置电流等工作条件。

[0049] 如上所述地利用探头电缆 14 连接着探头柄 12 和探头连接器 16。探头连接器 16 内置有由多个电子电路构成的电子电路组 34 和探头连接器内控制电路 36。上述电子电路组 34 根据需要进行放大、缓冲、带宽调整等的超声波回声信号的追加处理。此外,探头连接器内控制电路 36 在控制上述电子电路群 34 的工作的同时,基于从后述的超声波诊断装置主体 50 传送的控制信号,生成传输给探头柄内控制电路 28 的控制信号。

[0050] 超声波诊断装置主体 50 包括主体前置放大器组 52、主体接收延迟加法电路 54、信号处理部 56、图像处理部 58、显示部 60、主体发送延迟电路 62、主体脉冲发生器组 64、主体控制电路 66 和操作板 68。

[0051] 在主体前置放大器组 52 中放大由超声波探头 10 按数个通道为一组实施了最初的接收延迟加法处理的超声波回声信号。这些被放大的超声波回声信号通过主体接收延迟加法电路 54 对准定时。然后,上述超声波信号通过信号处理部 56 进行检波并抽出包络线。另外,由图像处理部 58 按照被观测体 30 的截面对抽出了该包络线的超声波信号进行坐标变换,并实施适于图像显示的灰度处理等之后,在显示部 60 显示。这样就如图 3 所示,在显示部 60 实时显示被观测体内的形态信息。

[0052] 此外,主体控制电路 66 控制超声波诊断装置主体 50 内的各处理部的工作,并且用于向探头连接器 16 的探头连接器内控制电路 36 传输控制信息。操作板 68 是作为工作模式进行可进行波束控制的连续波多普勒(SCW)模式的情况下,进行用于操作者输入或选择信息的操作的输入装置。

[0053] 再有,主体发送延迟电路 62 和主体脉冲发生器组 64 是在超声波探头不内置电子电路时,即连接了超声波诊断装置主体 50 驱动超声波振子 20 的通常探头时工作的部件,通

常也可以不内置在超声波诊断装置主体 50 中,也可以没有。

[0054] 下面,参照图 4 的流程图,说明本发明的第一实施方式的超声波诊断装置的工作。

[0055] 若通过未图示的电源装置接通电源,就开始本过程。然后,首先在步骤 S1,对全部通道的前置放大器组 24 传送设定基本偏置电流  $i_b$  的控制代码。然后,从如图 5 所示的排列成  $N \times M$  的二维阵列状的振子组 70,向超声波诊断装置主体 50 传送已经由具有  $N \times M$  个元件的前置放大器组 24 放大的超声波回声信号。然后,利用主体前置放大器组 52 放大已经由超声波探头 10 按照数个通道为一组实施了最初的接收延迟加法处理的超声波回声信号。这些被放大的超声波回声信号由主体接收延迟加法电路 54 对准时,在信号处理部 56 进行检波后抽出包络线。然后,通过图像处理部 58 按照被观测体 30 的截面进行坐标变换,并且实施适于图像显示的灰度处理等。这样,在步骤 S2,在显示部 60 显示通常模式、例如 B 模式等的图像。

[0056] 假设在该状态下以 SCW 模式进行观察。于是,在步骤 S3,操作者操作超声波诊断装置主体 50 的操作板 68,选择 SCW 模式。该情况下,操作板 68 上的未图示的开关接通,选择 SCW 模式。基于来自该操作板 68 的输入,利用主体控制电路 66 将超声波诊断装置主体 50 的工作设定为 SCW 模式,并且向超声波探头 10 的探头连接器内控制电路 36 传输控制信号。于是,在探头连接器内控制电路 36 中,控制信号被调整为能够由探头柄内控制电路 28 处理的形态。然后,该调整后的控制信号(控制代码)被传送给探头柄内控制电路 28。

[0057] 在探头柄内控制电路 28 中,基于上述控制信号控制脉冲发生器组 22 和前置放大器组 24。这样,就如图 5B 所示。将排列成  $N \times M$  的二维阵列状的振子组 70 分割为进行超声波的发送的区域 70a 和进行接收的区域 70b。然后,在步骤 S4,从探头柄内控制电路 28 传送给用于使该 SCW 接收区域 70b 的脉冲发生器组 22 关断的控制代码。

[0058] 进一步,在接下来的步骤 S5,从探头柄内控制电路 28 传送给用于使位于进行发送的 SCW 发送区域下的前置放大器组 24a 关断的控制代码。接着,在步骤 S6,如图 5A 所示地进行控制,使得在前置放大器组 24a 中通常使用的偏置电流  $i_b$  与 SCW 接收区域 70b 的前置放大器组 24b 的偏置电流  $i_b$  相加。

[0059] 通常的脉冲收发模式如图 5A 所示,  $N \times M$  的二维阵列 70 用  $N \times M$  的全部元件进行收发。这时的具有  $N \times M$  个元件的前置放大器组 24 的偏置电流是  $i_b$ 。

[0060] 然后,在 SCW 模式中,将探头的区域分为进行发送的部分和进行接收的部分使用。即,如图 5B 所示,分为  $(N/2) \times M$  的阵列(SCW 发送区域)70a 和  $(N/2) \times M$  的阵列(SCW 接收区域)70b。因此,具有与进行发送部分的 SCW 发送区域 70a 连接的  $(N/2) \times M$  个元件的前置放大器组 24a 被关断(偏置电流是 0)。然后,将向位于这些 SCW 发送区域下的前置放大器组 24a 供给的偏置电流( $i_b$ )加到向位于 SCW 接收区域下的前置放大器组 24b 提供的偏置电流上。即,提供给位于 SCW 接收区域下的前置放大器组 24b 的偏置电流成为  $i_b + i_b (= 2i_b)$ ,使偏置电流增加。再有,由于偏置电流的增加是本来由关断的前置放大器使用的部分,因此,内置的电子电路的消耗功率不增加。

[0061] 在本实施方式的情况下,通过控制成由探头柄 12 消耗的功率不超过规定的值,不增加由探头柄 12 产生的热量,使位于 SCW 的接收中使用的区域下的前置放大器在降低了噪声和提高了动态范围的状态下进行工作,良好地放大了与振幅较大的杂乱回波(来自心脏壁等的反射)重叠的极微弱的多普勒信号。其结果,对被观测体内的血流发送中心频率  $f_0$

的超声波,在因为流动的血细胞而受到了与血流速度成比例的多普勒偏移  $f_d$  的  $f_0+f_d$  频率的微弱的超声波回声、和心脏与血管壁的非常慢的运动所产生的振幅大的杂乱回波成分重叠了的状态下,与心脏和血管壁的非常慢的运动共同良好地接收超声波束的频率,因此,通过检测其多普勒偏移频率  $f_d$  并显示时间上的变化,就如图 6 所示地显示血流速度信息作为 SCW 多普勒图像。

[0062] (第二实施方式)

[0063] 下面,说明本发明的第二实施方式。

[0064] 上述的第一实施方式利用与主体控制电路 66、探头连接器内控制电路 36 和探头柄内控制电路 28 的控制有关的软件处理进行了超声波振子组 20 和前置放大器组 24 的分割。该第二实施方式用硬件进行超声波振子组 20 和前置放大器组 24 的分割。

[0065] 以下,说明本发明的第二实施方式。再有,关于使用了内置电子电路探头的实时超声波诊断装置的结构,由于与上述的第一实施方式相同,故对相同部分赋予相同的参照符号并省略说明,仅说明其工作。

[0066] 图 7 是说明本发明的第二实施方式的超声波诊断装置的工作的流程图。

[0067] 当通过未图示的电源装置接通电源时,就开始本过程。然后,首先在步骤 S11,利用未图示的专用的线对全部通道的前置放大器组 24 供给基本偏置电流  $i_b$ 。然后,利用主体前置放大器组 52 放大由超声波探头 10 按数个通道的组实施了最初的接收延迟加法处理的超声波回声信号。这些被放大的超声波回声信号通过主体接收延迟加法电路 54 对准时,在信号处理部 56 进行检波后抽出包络线。然后,由图像处理部 58 按照被观测体 30 的截面进行坐标变换,并且实施适于图像显示的灰度处理等。这样,就在步骤 S12,在显示部 60 显示通常模式、例如 B 模式等的图像。

[0068] 在此,在步骤 S13 进行 SCW 模式。于是,操作者操作超声波诊断装置主体 50 的操作板 68,选择 SCW 模式。该情况下,操作板 68 上的未图示的开关接通,选择 SCW 模式。基于来自该操作板 68 的输入,在主体控制电路 66 中超声波诊断装置主体 50 的工作被设定为 SCW 模式,并且向超声波探头 10 的探头连接器内控制电路 36 传输控制信号。于是,在探头连接器内控制电路 36 中,控制信号被调整为能够由探头柄 12 内的探头柄内控制电路 28 处理的形态。然后,向探头柄内控制电路 28 传送该调整后的控制信号(控制代码)。

[0069] 在探头柄内控制电路 28 中,基于上述控制信号控制脉冲发生器组 22 和前置放大器组 24。这样,就如图 5B 所示,将排列成  $N \times M$  的二维阵列状的振子组 70 分割为进行超声波发送的区域 70a 和进行接收的区域 70b。然后,在步骤 S14,使进行接收的该 SCW 接收区域 70b 的前置放大器组 24 的电源关断。即,利用例如设置在探头柄内控制电路 28 等中的继电器和半导体开关断开电源线或偏置电流。

[0070] 进一步,在接下来的步骤 S15,使位于进行发送的 SCW 发送区域下的前置放大器组 24 的电源关断。即,利用设置在探头柄内控制电路 28 等中的继电器和半导体开关断开电源线或偏置电流。接着,在步骤 S16,如图 5A 所示向前置放大器组 24 供给在上述的专用线中通常使用的偏置电流  $i_b$  的 2 倍的偏置电流  $2i_b$ 。

[0071] 由于即使这样构成,偏置电流的增加也就是本来在关断的前置放大器中使用的部分,因此内置的电子电路的消耗功率不增加。

[0072] 再有,在本第二实施方式中,作为硬件,利用在探头柄内控制电路 28 内设置了脉

冲发生器组 22 和用于使前置放大器组 24 的电源关断的继电器和半导体开关的例子进行了说明,但不限于此。例如,也可以设置在脉冲发生器组 22 和前置放大器组 24 等中。

[0073] 在上述的第一和第二实施方式中,可以控制由前置放大器组消耗的功率总量,使得即使改变了超声波振子的发送区域和接收区域的比率,其功率总量也不超过其上限值,这是毋庸置疑的。

[0074] 此外,在上述的第一和第二实施方式中,超声波振子组 20 记述了二维阵列的情况,但不限定于此。关于一维阵列和不规则配置的阵列状振子等,也同样适用。

[0075] 另外,不限于前置放大器组 24 被内置在探头柄 12 中。也可以内置在探头连接器 16 中,能够得到同样的效果。另外,不限定于 SCW 模式,对于将超声波振子组 20 分为目的不同的工作区域进行使用的模式也能全部同样适用。

[0076] 以上,说明了本发明的实施方式,但本发明除了上述的实施方式以外,也可以在不脱离本发明的主旨的范围内作各种各样的变形实施。

[0077] 另外,上述的实施方式中包含着各种各样阶段的发明,能够利用公开的多个结构要件的适当组合抽出各种各样的发明。例如,即使从实施方式中示出的全部结构要件中去掉几个结构要件,也能够解决在发明所要解决的问题中阐述的课题,在得到了发明效果中阐述的效果的情况下,能够抽出去掉了该结构要件后的结构作为发明。

[0078] 本领域的技术人员会很容易地得到其它优点和变形。因此,本发明在其更多方面并不局限于本文中所示出并描述的特定细节和有代表性的实施例。因而,在不脱离由所附的权利要求和其等效内容所限定的本发明原理的精神或范围的情况下可以作出各种变形。

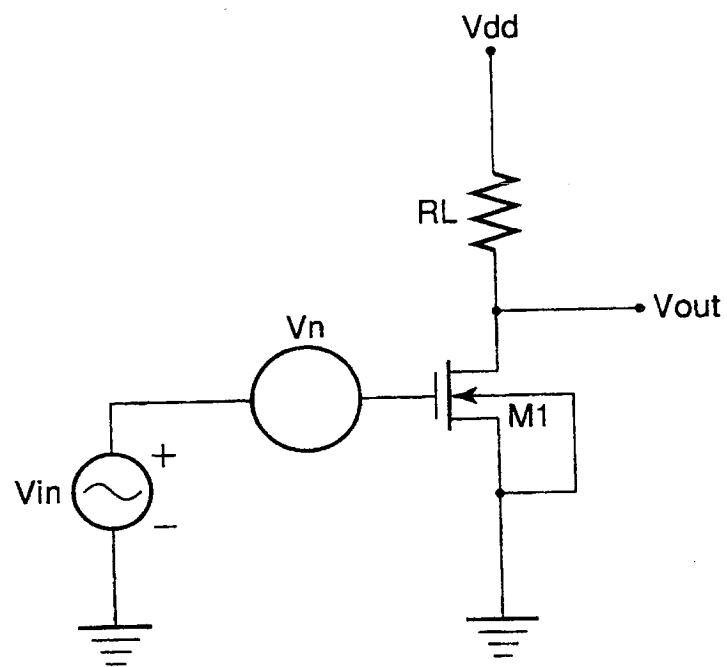


图 1

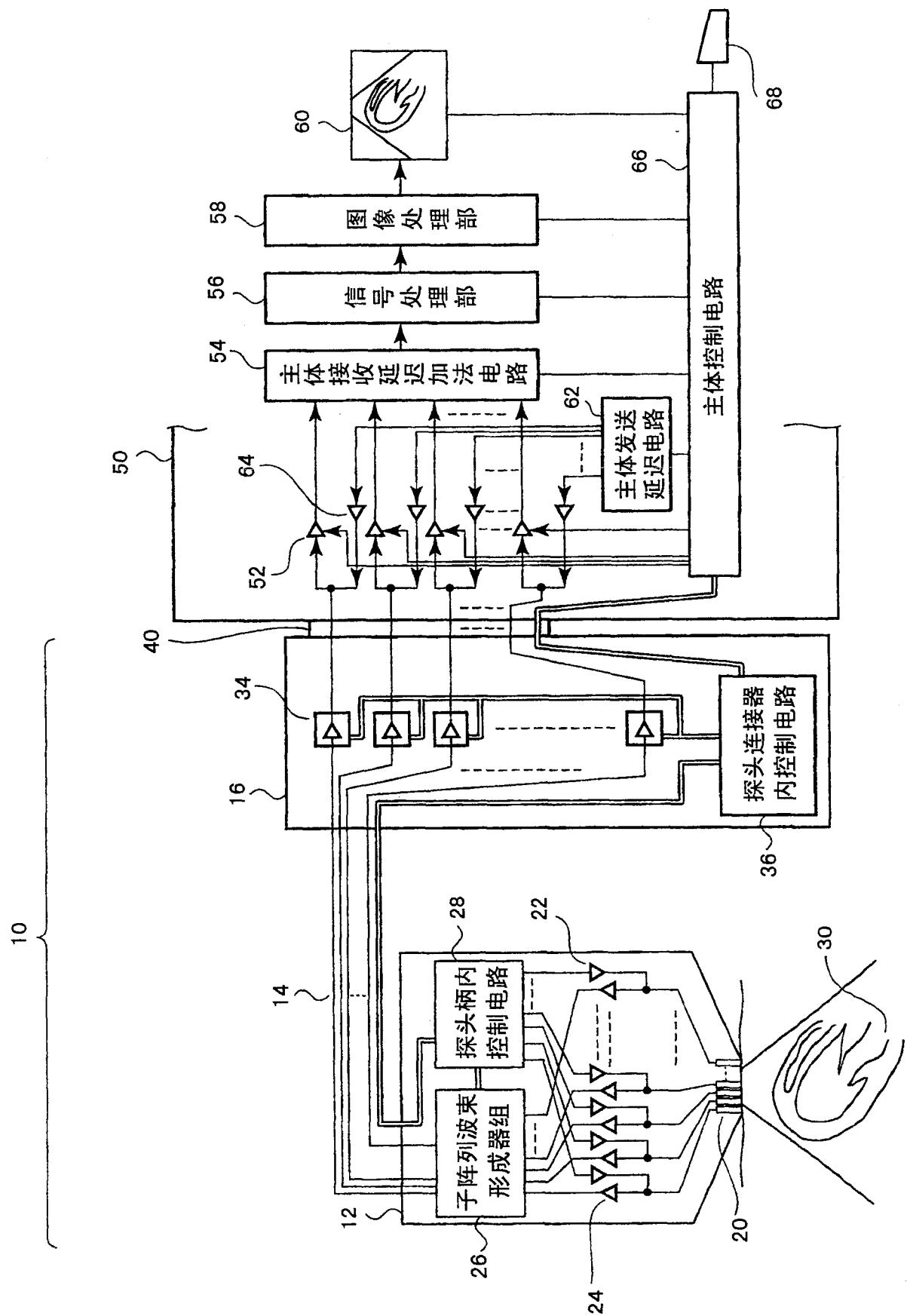


图 2

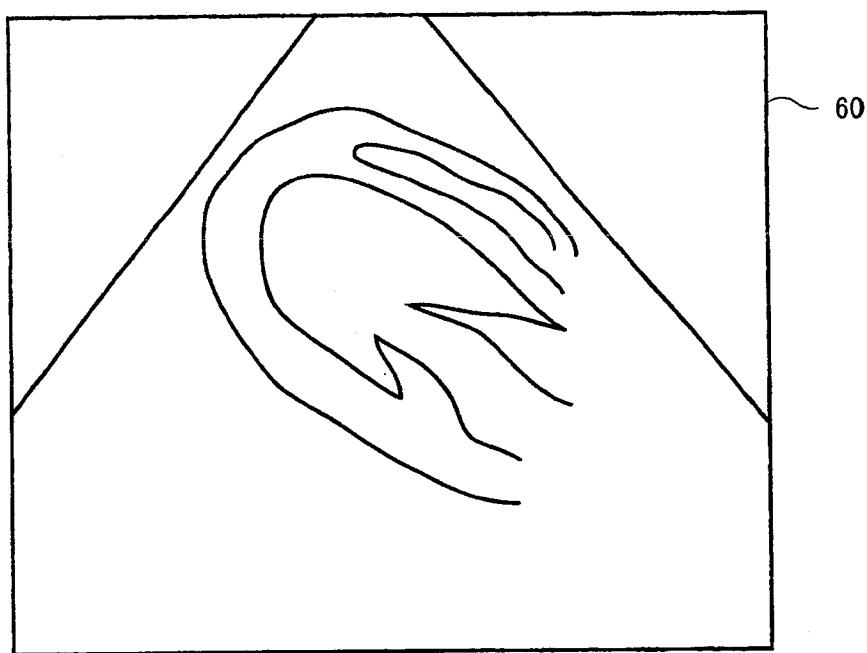


图 3

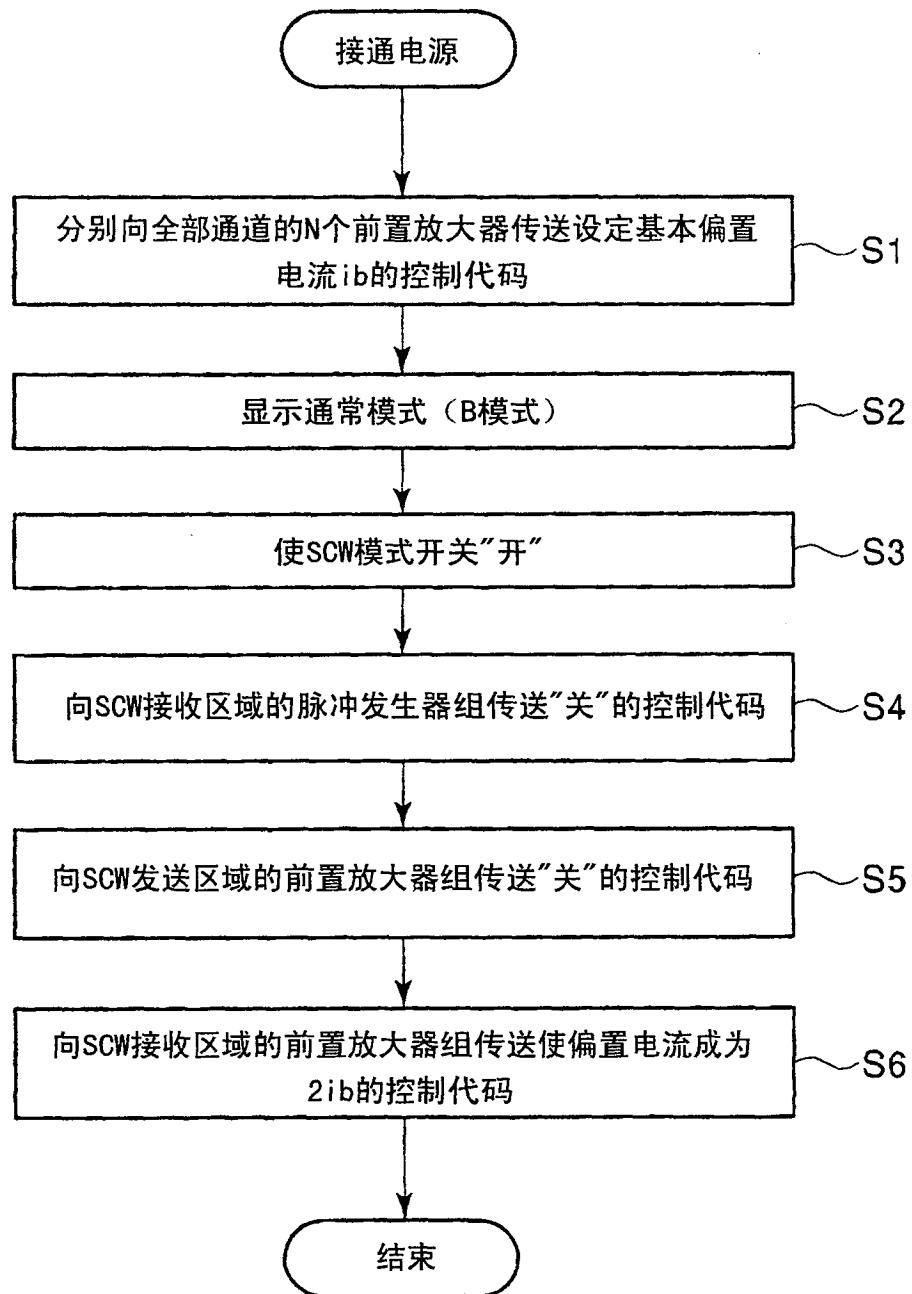


图 4

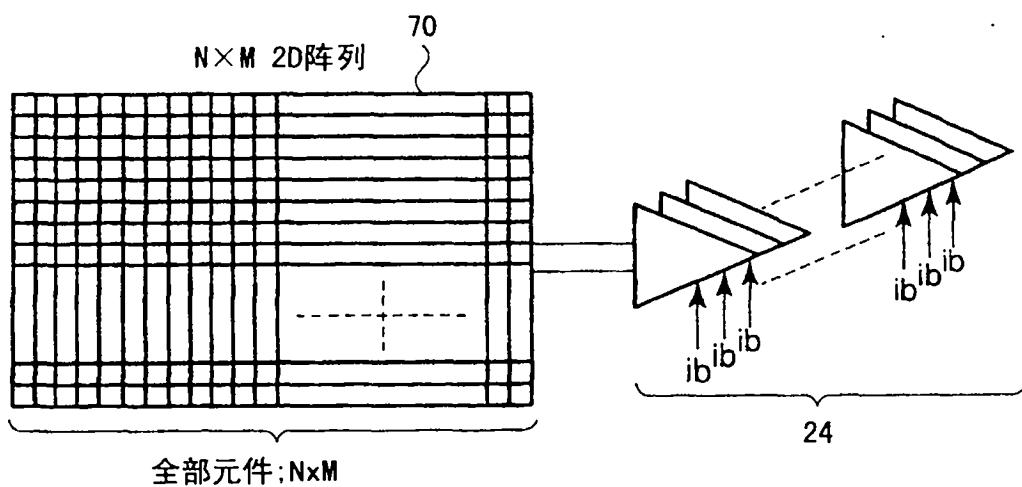


图 5A

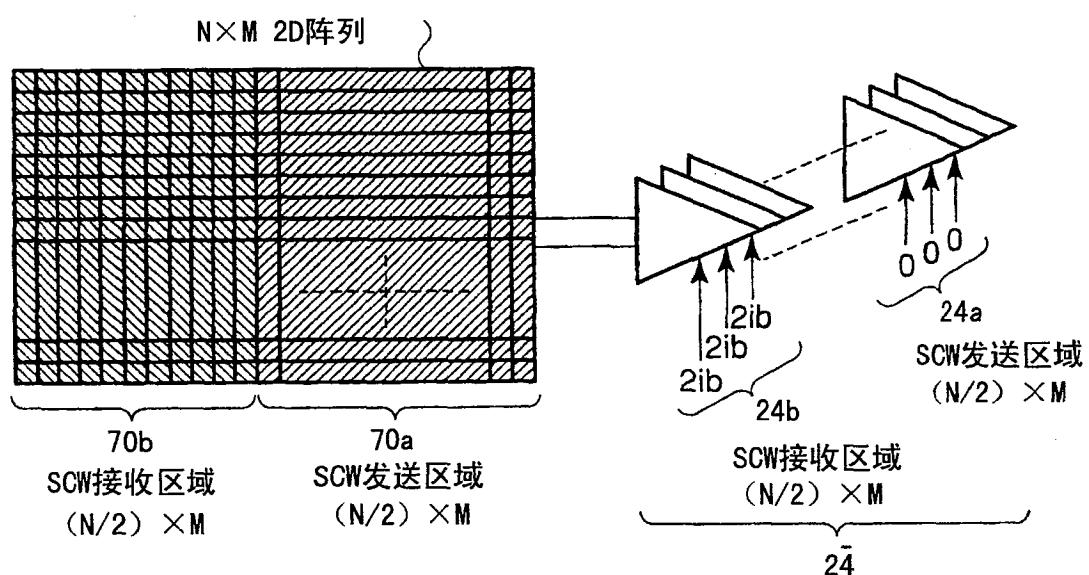


图 5B

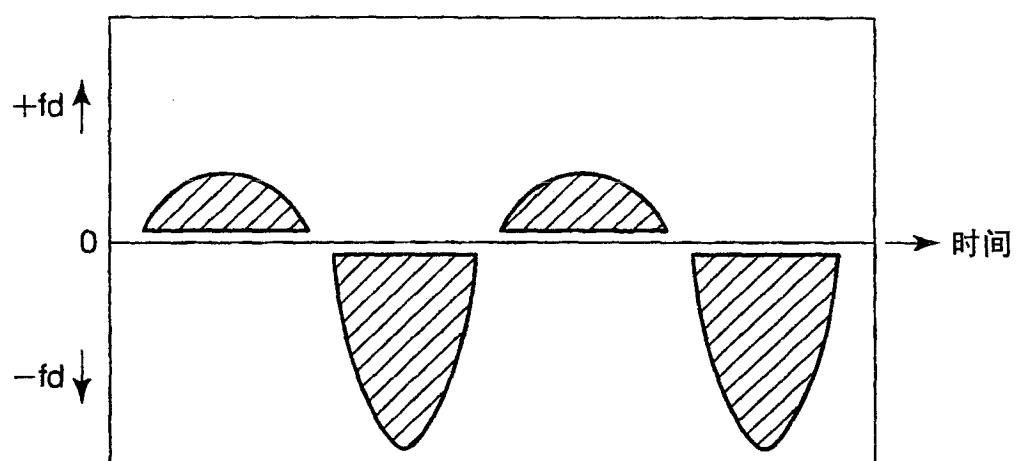


图 6

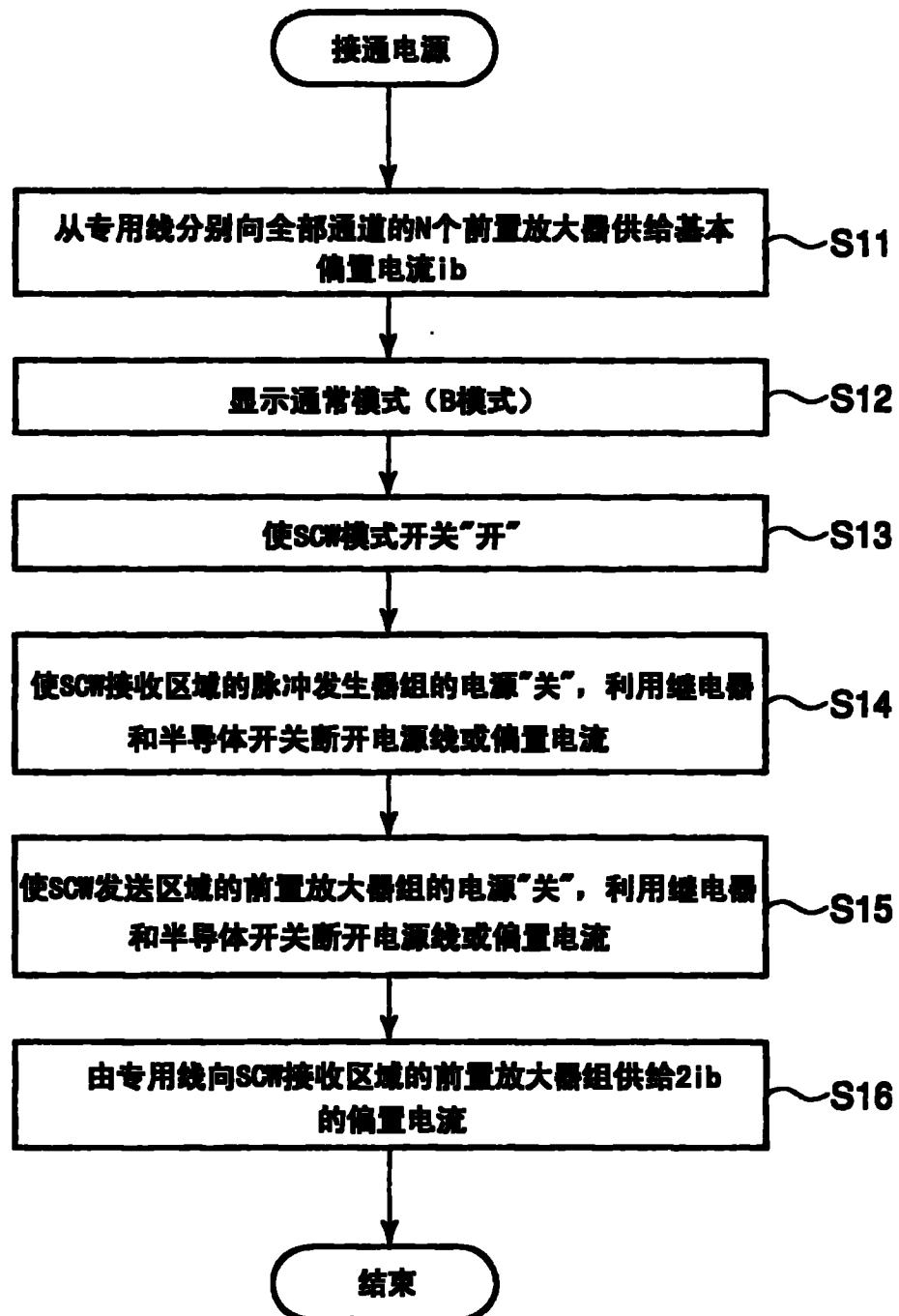


图 7

专利名称(译)	超声波诊断装置及超声波诊断系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN101103928B</a>	公开(公告)日	2010-06-02
申请号	CN200710129157.4	申请日	2007-07-13
[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	本乡宏信		
发明人	本乡宏信		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/54 G01S7/5208 A61B8/08 A61B8/0883 G01S15/8925 A61B8/06 G01S15/8927 A61B8/488 A61B8/546 A61B8/14 A61B8/56		
代理人(译)	陈英俊		
优先权	2006193086 2006-07-13 JP		
其他公开文献	<a href="#">CN101103928A</a>		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

### 摘要(译)

提供一种超声波诊断装置，超声波探头利用排列成阵列状的多个超声波振子组向被测体发送超声波并接收超声波，并且内置了得到该被测体内的组织信息后放大接收到的微弱的超声波回声的前置放大器组。此外，在超声波振子组的第一区域连接有第一前置放大器组，在第二区域连接有第二前置放大器组。然后，控制电路进行切换，使得在停止第一前置放大器组的工作的工作模式中，向第二前置放大器组供给被供给到第一前置放大器组的偏置电流。

