

[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02102865.6

[43] 公开日 2002 年 9 月 4 日

[11] 公开号 CN 1366864A

[22] 申请日 2002.1.22 [21] 申请号 02102865.6
[30] 优先权
[32] 2001.1.22 [33] JP [31] 12878/01
[71] 申请人 精工电子有限公司
地址 日本千叶县
[72] 发明人 中村敬彦 新获正隆 津端佳介

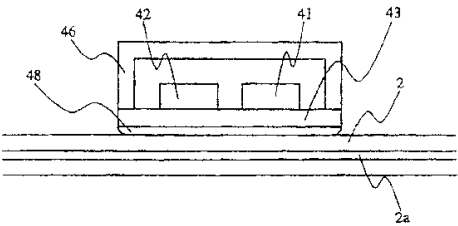
[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 吴增勇 傅 康

权利要求书 1 页 说明书 15 页 附图页数 10 页

[54] 发明名称 超声波诊断装置

[57] 摘要

提供一种能简单地制造并且能够以极佳的灵敏度和精度检测超声波的超声波诊断装置。在一种超声波诊断装置中,通过支撑装置把发射压电元件和接收压电元件这样支撑在平行于桡动脉而设置的衬底上,使得它们的宽度 a、c 分别为 0.38 到 1.1 毫米,而它们之间的间距 b 为 0.05 到 4.0 毫米,所述发射压电元件发射超声波,所述接收压电元件接收来自桡动脉的反射波,而且根据反射波的结果来检测脉波。



ISSN 1008-4274

权 利 要 求 书

1. 一种超声波诊断装置，它包括：

向诊断区发射超声波的发射压电元件；

5 接收来自所述诊断区的所述超声波的反射波的接收压电元件；

支撑所述发射压电元件和所述接收压电元件的支撑装置；以及

根据所述接收压电元件接收的所述反射波来获取所述诊断区的信
息的信息获取装置；

10 其中所述支撑装置具有设置得大致平行于所述诊断区的平面，以
及

所述发射压电元件和所述接收压电元件按满足下列条件 1 或条件
2 的关系设置在所述支撑装置的所述平面上，若假设所述发射压电元
件的宽度为 a ，所述发射压电元件和所述接收压电元件之间的距离为
 b ，所述接收压电元件的宽度为 c ，到测量区的距离为 d 而方向角为 θ ：

15 则条件 1 为

$$c/(2d \tan \theta) \geq 0.1 \text{ 并且 } 0 < b \leq 2d \tan \theta - c ;$$

条件 2 为

$$(2d \tan \theta - b)/(2d \tan \theta) \geq 0.1 \text{ 并且 } 2d \tan \theta - c < b < 2d \tan \theta .$$

2. 一种超声波诊断装置，它包括：

20 向诊断区发射超声波的发射压电元件；

接收来自所述诊断区的所述超声波的反射波的接收压电元件；

支撑所述发射压电元件和所述接收压电元件的支撑装置；以及

根据所述接收压电元件接收的所述反射波来获取所述诊断区的信
息的信息获取装置，

25 其中所述支撑装置具有设置得平行于所述诊断区的平面，以及

所述发射压电元件和所述接收压电元件这样设置在所述支撑装
置的所述平面上，使得它们的宽度分别为 0.38 到 1.1 毫米，而它们之
间的间距为 0.05 到 4.0 毫米。

说明书

超声波诊断装置

5 **技术领域** 本发明涉及通过向诊断区发射超声波、根据其反射波获取诊断区信息的超声波诊断装置，如脉波检测装置和超声波图像诊断装置。具体地说，本发明涉及可简单地制造、且能够以极佳的灵敏度和精度检测超声波的超声波诊断装置。

10 **技术背景** 迄今，众所周知的超声波诊断装置、如脉波检测装置和超声波图像诊断装置，都是通过向诊断区发射超声波并根据其反射波获取诊断区的信息。

图 17 是表示先有技术的这种超声波诊断装置的传感器部分的一个实例的示意图。如图 17 所示，这种超声波诊断装置的传感器部分
15 100 中有用于发射超声波的发射压电元件 141 和用于接收超声波的接收压电元件 142。并且，这些压电元件 141、142 都固定在支撑体 146 上，以便相对于测量区倾斜地布置。通过把压电元件 141、142 安排在支撑体 146 的预定位置中、然后浇注树脂并使其固化，把这些元件固定在支撑体 146 上。

20 在上面提及的先有技术的超声波诊断装置中，由于两个压电元件 141、142 倾斜地设置在支撑体 146 上的这个事实，反射波大范围地被接收压电元件 142 所接收，从而提高测量灵敏度。

但是，先有技术的这种超声波诊断装置需要用树脂固定压电元件，并且要倾斜加工支撑体，因此制造时非常耗时。另外，在用树脂固定时有这样的可能性，即浇注树脂时使压电元件偏离其放置的位置和放置的角度，使得有可能无法以高定位精度来设置压电元件，
25 因而难以获得测量灵敏度和精度的提高。

本发明是为了解决上述的这种问题而做出的，其目的是提供一

种能简单地制造并能够得到高灵敏度和测量精度的超声波诊断装置。

发明内容 本发明通过提供这样的超声波诊断装置(第一种结构)来实现上述目的, 该超声波诊断装置包括向诊断区发射超声波的发射压电元件、接收来自诊断区的超声波的反射波的接收压电元件、支撑发射压电元件和接收压电元件的支撑装置、以及根据接收压电元件所接收的反射波来获取诊断区的信息的信息获取装置, 其中, 支撑装置具有设置得大致平行于诊断区的平面, 而发射压电元件和接收压电元件按满足下列条件 1 或条件 2 的关系设置在支撑装置的这个平面上, 若假定发射压电元件的宽度为 a , 发射压电元件和接收压电元件之间的距离为 b , 接收压电元件的宽度为 c , 到测量区的距离为 d , 而方向角为 θ :

则条件 1 为

$$c/(2d \tan \theta) \geq 0.1 \text{ 并且 } 0 < b \leq 2d \tan \theta - c$$

条件 2 为

$$(2d \tan \theta - b)/(2d \tan \theta) \geq 0.1 \text{ 并且 } 2d \tan \theta - c < b < 2d \tan \theta$$

本发明通过提供这样的超声波诊断装置来实现上述目的, 该装置包括向诊断区发射超声波的发射压电元件、接收来自诊断区的超声波的反射波的接收压电元件、用于支撑发射压电元件和接收压电元件的支撑装置、以及根据接收压电元件所接收的反射波来获取诊断区信息的信息获取装置, 其中支撑装置有设置得平行于诊断区的平面, 而且在支撑装置的所述平面上这样设置发射压电元件和接收压电元件, 使得它们的宽度分别为 0.38 到 1.1 毫米, 而它们之间的间距为 0.05 到 4.0 毫米。

附图说明 在下列附图中图解说明本发明的最佳形式, 其中:

图 1 是表示作为本发明的超声波诊断装置的一个实施例的脉波

检测装置处于佩戴在对象上的状态时的透视图；

图 2 是图 1 的脉波检测装置已佩戴在对象上的状态下从对象手臂根部看过去的侧视图；

5 图 3 是图 1 的脉波检测装置的传感器部分沿带子纵向剖开后、主要部分放大的剖视图；

图 4 是表示图 1 的脉波检测装置的构造的框图；

图 5 是表示图 1 的脉波检测装置的超声波发射和接收状态的说明图；

10 图 6 是说明表示图 1 的脉波检测装置的超声波发射和接收状态的表达式的视图；

图 7 是图 1 的脉波检测装置的接收压电元件接收从发射压电元件发射的超声波的情况按实验值与计算值比较的曲线；

15 图 8 是本发明的超声波诊断装置的第二实施例的传感器部分沿带子纵向剖开后、主要部分放大的剖视图，它是与第一实施例的图 3 对应的图；

图 9 是本发明的超声波诊断装置的第三实施例的传感器部分沿带子纵向剖开后主要部分放大的剖视图，它是与第一实施例的图 3 对应的图；

20 图 10 是本发明的超声波诊断装置的实施例的另一个实例的传感器部分沿带子纵向剖开后主要部分放大的剖视图，它是与第一实施例的图 3 对应的图；

图 11 是本发明的超声波诊断装置的实施例的另一个实例的传感器部分沿带子纵向剖开后主要部分放大的剖视图，它是与第一实施例的图 3 对应的图；

25 图 12 是本发明的超声波诊断装置的实施例的另一个实例的传感器部分沿带子纵向剖开后主要部分放大的剖视图，它是与第一实施例的图 3 对应的图；

图 13 是本发明的超声波诊断装置的实施例的另一个实例的传感

器部分沿带子纵向剖开后主要部分放大的剖视图，它是与第一实施例的图 3 对应的图；

图 14 是本发明的超声波诊断装置的实施例的另一个实例的传感器部分沿带子纵向剖开后主要部分放大的剖视图，它是与第一实施例的图 3 对应的图；

图 15 是本发明的超声波诊断装置的实施例的另一个实例的传感器部分沿带子纵向剖开后主要部分放大的剖视图，它是与第一实施例的图 3 对应的图；

图 16 是本发明的超声波诊断装置的实施例的另一个实例的传感器部分沿带子纵向剖开后主要部分放大的剖视图，它是与第一实施例的图 3 对应的图；以及

图 17 是表示先有技术的超声波诊断装置的传感器部分的透视图。

具体实施方式 下文中，参考附图对本发明的实施例作详细说明。

首先参考图 1 到图 7 对本发明的第一实施例作详细说明。

图 1 是表示作为本发明的超声波诊断装置的第一个实施例的脉波检测装置在佩戴于对象上的状态下的透视图。图 2 是图 1 的脉波检测装置在佩戴于对象上的状态下从对象手臂根部向手指那边看过去的侧视图。

如图 1 和图 2 所示，该实施例的超声波诊断装置(脉波检测装置)1 具有紧靠着对象身体表面、从对象身体表面向作为诊断区的对象的桡动脉发射超声波并接收反射波的传感器部分 4，缠绕在对象手腕上、用扣件 6 固定、并将传感器部分 4 固定地支撑在对象上的带子 50。在佩戴状态下，传感器部分 4 支撑在带子 50 的内圆周面(对象侧的面)上。

在带子 50 的中间，在金属配件之间设置了作为信息获取装置的处理部分 3，它根据传感器部分 4 接收的反射波来获取作为桡动脉信

息的脉波。处理部分 3 具有在带子 50 佩戴状态下位于外围表面一侧的显示部件 33。

并且，这样调整，使得如果处理部分 3 系在佩带者左(或右)手腕 2 上、在他/她手背一侧，则传感器部分 4 就差不多固定在佩带者的桡动脉 22 上。

图 3 是传感器部分 4 沿带子 50 纵向剖开后主要部分放大的剖视图。

如图 3 所示，传感器部分 4 具有带电极的衬底 43、向桡动脉发射超声波的发射压电元件 41、以及接收来自桡动脉的反射波的接收压电元件 42。这些压电元件(发射压电元件 41 和接收压电元件 42)固定地支撑在衬底 43 上。

发射压电元件 41 和接收压电元件 42 都是 PZT(压电换能器)，其宽度(沿着发射压电元件 41 和接收压电元件 42 排列的方向的长度) a、c 分别为 0.38 到 1.1 毫米，其间间距 b 为 0.05 到 4.0 毫米，厚度为 0.2 毫米(谐振频率 9.6MHz)。

各个发射压电元件 41 和接收压电元件 42 的高度方向上的两面上形成未在图中示出的电极。并且，这些电极通过衬底 43 分别连接到嵌入带子 50 中的信号线上(未在图中示出)。

衬底 43 具有 10×11 毫米、厚度为 0.5 毫米的平面形状。该衬底 43 由玻璃等形成。在该衬底 43 佩戴时成为佩戴者侧的相反侧的面(一面)上固定并支撑着压电元件 41、42。顺便提一句，如果衬底 43 是由环氧树脂和丙烯酸树脂等形成的，则可能通过这样设置、使得它的声阻抗 Z_m 变成在有机体的声阻抗 Z_1 和压电元件 41、42 的声阻抗 Z_c 之间的值，使该衬底 43 起到声匹配层的作用。声阻抗是表示声波传播的容易程度的值，并且该值随杨氏模量和材料密度而变化。声匹配层的理想声阻抗 Z_m 可由下面的表达式(1)表示：

$$Z_m = (Z_c \times Z_1)^{1/2} \quad (1)$$

并且，如果将下面众所周知的数学表达式(2)和(3)代入数学表达

式(1), 则得出 Z_m 值近似于数学表达式(4)。

$$Z_1 = 1.5 \times 10^6 (\text{N 秒/立方米}) \quad (\text{脂肪}) \quad (2)$$

$$Z_c (\text{使用 PZT 时}) = 30 \times 10^6 (\text{N 秒/立方米}) \quad (3)$$

$$Z_m \approx 6.7 \times 10^6 (\text{N 秒/立方米}) \quad (4)$$

5 发射压电元件 41 和接收压电元件 42 这样固定在衬底 43 前述的那个面上、使得其间的间距为 0.05 到 4.0mm。

另外, 在这个实施例中, 从发射压电元件发射的超声波的方向角(与垂直于发射压电元件 41 表面的方向的夹角)被设置成满足下列条件:

$$10 \quad c/(2d \tan \theta) \geq 0.1 \quad \text{并且} \quad 0 < b \leq 2d \tan \theta - c \quad (5)$$

顺便提一句, b 为发射压电元件 41 和接收压电元件 42 之间的距离, c 为接收压电元件的宽度, d 为到测量区的距离, 而 θ 为方向角。

另外, 衬底 43 上固定了压电元件 41、42 的那一侧的面上(前述的那一面)固定了剖面大致为 U 形的支撑体 46, 这样就将压电元件
15 41、42 容纳于其中。该支撑体 46 固定在带子 50 上与衬底 43 相反的那一侧外面。这样, 利用支撑体 46 加固了衬底 43, 同时也保护了压电元件 41、42。另外, 支撑体 46 内的间隙起到超声波衰减部分的作用, 由于超声波从压电元件 41、42 向带子 50 那一边发射, 而从外部进入带子的超声波被衰减了, 因此接收压电元件 42 所接收的噪声
20 减少了, 使得高灵敏度地检测脉波信息成为可能。

此外, 衬底 43 在佩戴时变成佩戴者侧、即与前述面相反的侧的那一面(另一面)上具有声匹配层 48。这样, 声匹配层 48 设置在压电元件 41、42 和有机体之间。这个声匹配层 48 由环氧树脂和丙烯酸树脂等形成, 并且把它的声阻抗 Z_m 设置成在有机体的声阻抗 Z_1 和压电元件 41、42 的声阻抗 Z_c 之间的值。声阻抗是表示声波传播的容易程度的值, 并且该值随杨氏模量和材料密度而变化。声匹配层的理想声阻抗 Z_m 可以用下面的表达式(6)表示:

$$25 \quad Z_m = (Z_c \times Z_1)^{1/2} \quad (6)$$

并且，如果把下面众所周知的表达式(7)和(8)代入表达式(6)，则得出 Z_m 值近似于数学表达式(9):

$$Z_1 = 1.5 \times 10^6 (\text{N 秒/立方米}) \quad (\text{脂肪}) \quad (7)$$

$$Z_c(\text{使用 PZT 时}) = 30 \times 10^6 (\text{N 秒/立方米}) \quad (8)$$

5 $Z_m \approx 6.7 \times 10^6 (\text{N 秒/立方米}) \quad (9)$

各个发射压电元件 41 和接收压电元件 42 的高度方向上的两面
上都形成未在图中示出的电极。并且，这些电极通过衬底 43 分别连
接到嵌入带子 50 中的信号线(未在图中示出)。

10 并且，发射压电元件 41 通过衬底 43 和嵌在带子 50 中的信号线
接收驱动信号，并向动脉发送 9.6MHz 的超声波。顺便提一句，在这
个实施例中，这样调整发射压电元件 41、使得它在 9.6MHz 被激发。
但是，在把脉波检测装置 1 设置在手表中的情况下，通过使发射频
率为与手表相同的频率 32KHz，有可能共用手表的发射器并因此减
少脉波检测装置 1 的元件数量，从而降低制造成本。

15 图 4 是表示图 1 的脉波检测装置 1 的构造的框图；

如图 4 所示，处理部分 3 具有：用于发射驱动发射压电元件 41
的驱动信号的驱动电路 32；通过处理基于接收压电元件 42 所接收的
超声波的信号、获取脉波波形和脉搏数目的运算处理部件 31；以及
显示运算处理部件 31 获取的脉波波形和脉搏数目的显示部件 33。

20 运算处理部件 31 通过执行内部设置的存储区(未在图中示出)中
存储的处理程序，完成有关脉搏检测的各种处理。具体地说，它从
驱动电路 32 向传感器部分 4 的发射压电元件 41 输出驱动信号。另
外，它检测脉波，并且通过比较发射压电元件 41 所发射的超声波的
频率与接收压电元件 42 已接收并由于血流的多普勒效应改变了的超
25 声波频率而形成脉波信号。如果把超声波发射到桡动脉或尺动脉，
血流产生多普勒效应，使得反射波相对于发射的超声波而言、频率
改变了。并且，通过检测这一变化，检测血流速度的变化。由于血
流速度的变化与脉搏是同步的，因此有可能检测到有关脉搏的信息。

另外，按预定次数测量脉搏信号峰值之间的时间间隔(例如三次、五次、七次、十次等)，发现每分钟的脉波数 V (=脉搏率、心率)与由各次测量时间的平均时间 T 得出的下列表达式(10)一致：

$$V=60/T \quad (10)$$

5 把诸如脉波信号和脉波数 V 之类的脉波检测结果输出到显示单元。

顺便提一句，不限于从脉波之间的平均时间 T 得出脉搏数这种情况，也可以这样修改，例如，检测预定时间 t (比如 10 秒)内出现的脉波数 w ，通过下面的数学表达式(11)得出每分钟的脉波数 V ：

$$V=w \times (60/t) \quad (11)$$

10 驱动电路 32 具有由振荡器、如石英构成的发射源，产生频率遵照发射源固有振动次数的交变电流，并将该频率分为几分之一。并且，指定的驱动信号按照运算处理部件 31 的指令通过信号线发送到发射压电元件 41，从而驱动发射压电元件 41。超声波就这样从发射压电元件 41 发往佩戴者的身体表面。

15 显示部件 33 包括液晶显示单元等，并且图像显示脉波检测结果，比如从运算处理部件 31 输入的脉波波形和脉搏率。可以修改这种显示部件 33，以便通过电光将脉波数显示到面板上。

图 5 是表示图 1 的脉波检测装置发射和接收超声波的状态的说明图，而图 6 是说明表示图 5 的发射状态的表达式的说明图。

20 具有如上所述的这种构造的脉波检测装置 1 这样放置在身体表面、使得在测量脉波时传感器部分 4 就大致位于桡动脉 22 之上，并且通过拉紧带子 50 将它固定绕在对象的手腕 2 上。

在这种状态下，如果接通脉波检测装置 1 的电源，驱动电路 32 驱动发射压电元件 41，从发射压电元件 41 向桡动脉 22 发射频率为
25 9.6MHz 的超声波。在这个时候，来自发射压电元件 41 的超声波以图 5 所示的方向角 $=\theta$ 发射。

向桡动脉 22 发射的超声波被桡动脉 22 中的血流反射。超声波被血流衰减和调幅。幅度调制的程度随血压变化。因此，反射波变

成了根据血压被调幅的波形。

在这个时候，方向函数 $Dw(\theta)$ 由图 6 中所示表达式(12)来表示。

并且，对于发射压电元件 41 所发射的超声波，

$$\text{方向函数 } Dw(\theta)=0 \quad (13)$$

5 的那一束，即

$$\theta = \sin^{-1}(n\lambda/a) \quad (14)$$

的那一束最强，并且有助于通过超声波检测脉波等。顺便说一句， a 为发射压电元件的宽度。

10 因此，如果发射压电元件 41 和接收压电元件 42 这样设置，使得以满足表达式(14)这样的方向角发射的超声波被接收压电元件 42 所接收，则有可能以极佳的灵敏度检测脉波。

图 7 是在接收压电元件接收发射压电元件所发射的超声波的情况按实验值和表达式(14)的计算值比较的曲线图。

15 试验值是通过在下列条件下进行实验获得的值。即，准备 8 毫米长、0.2 毫米厚、宽度分别为 0.5 毫米、1 毫米和 2 毫米的三种压电元件对(发射压电元件和接收压电元件)，各对被固定在 0.07 毫米厚的树脂制成的衬底上，压电元件间的间距为 0.35 毫米，超声波在 9.6MHz 的驱动频率下发射到硅油中距发射压电元件 3.5 毫米的铜板上，从而获得反射波。并且，计算时，在宽为 0.5 毫米的压电元件对的情况下，由于推断接收压电元件的整个面都在有效范围中(接收压电元件的整个面都接收超声波)，同时在其他压电元件对的情况下，由于推断一部分伸进有效范围中，通过比较输出电压来计算 1 毫米和 2 毫米宽的压电元件对的接收压电元件在有效范围中存在的比率。

25 按表达式(14)计算的值是在假设 $n=1, 2, 3, 4, \lambda=0.156$ 微米以及 $d=3.5$ 毫米的情况下，对于压电元件的宽度 $[a, c(=a)]$ 、接收压电元件 42 在有效范围中占的比率。

并且，在图 7 中，实验值被绘制成从表达式(14)得出的、接收压电元件 42 在有效范围中占的比率对压电元件的各宽度 $[a, c]$ (在本实施

例中, $a=c$)]的曲线。

如图 7 所示, 在假设 $n=1$ 的情况中的计算值最接近实验值, 所以从发射压电元件 41 发射的超声波大约为 $\theta = \sin^{-1}(\lambda/a)$ 。

5 因此, 在下文中, 如果发射压电元件 41 和接收压电元件 42 这样设置, 使得通过假设表达式(14)中 $n=1$ 、以满足下式的方向角 θ 发射的超声波

$$\theta = \sin^{-1}(\lambda/a) \quad (15)$$

被接收压电元件 42 所接收, 则有可能以极佳的灵敏度检测脉波。

图 5 所示的反射范围 w 和有效范围 W 可由下列表达式来表示:

10 $w = 4d \tan \theta + a \quad (16)$

$$W = (w - a)/2 = 2d \tan \theta \quad (17)$$

另外, 接收压电元件 42 落在有效范围 W 中的范围 b 变成

$$0 < b \leq 2d \tan \theta - c \quad (18)$$

接收压电元件 42 部分进入有效范围 W 中的范围 b 则为

15 $2d \tan \theta - c < b < 2d \tan \theta \quad (19)$

并且, 在接收压电元件 42 落在有效范围 W 中的状态下, 接收压电元件在有效范围 W 中的比率、即接收压电元件在反射波之中检测的比率 E 为

$$E = c/W = c/(2d \tan \theta) \quad (20)$$

20 另外, 在接收压电元件 42 部分进入有效范围 W 中的状态下, 接收压电元件在有效范围 W 中的比率、即接收压电元件在反射波之中检测的比率 E 为

$$\begin{aligned} E &= (w - b)/W \\ &= (2d \tan \theta - b)/(2d \tan \theta) \end{aligned} \quad (21)$$

25 而且, 在反射波之中, 如果接收压电元件中接收了 10%或超过 10%的反射波, 则可以极佳的灵敏度检测脉波。也就是说, 在表达式(18)的条件下, 表达式(20)的 E 为 $E \geq 0.1$, 或者在表达式(19)的条件下, 表达式(21)的 E 为 $E \geq 0.1$ 。

如上所述, 在本实施例中, 这样设置, 使得 $0 < b \leq 2d \tan \theta - c$ 并且满足 $c/(2d \tan \theta) \geq 0.1$ 。

在 W 范围中, 接收压电元件 42 接收到反射波。在这个时候, 在本实施例中, 接收压电元件 42 落在有效范围 W 内, 并且变成满足上述表达式(7)的状态。而且, 在接收压电元件 42 全部落在有效范围 W 内的情况下, 接收压电元件在有效范围 W 中的比率、即接收压电元件在反射波中检测到的比率 E 由上述表达式(9)来表示, 并且变成 $E \geq 0.1$ 。因此, 在反射波中, 接收压电元件 42 接收到 10%或 10%以上的反射波。

在接收压电元件 42 中, 根据已接收的反射波产生接收信号。把此接收信号通过图中未示出的信号线、从接收压电元件 42 发送到处理部分 3 的运算处理部件 31。

在运算处理部件 31 中, 以类似于调幅(AM)检波的方式检测出已接收的信号。也就是说, 经二极管整流和电容器滤波后, 以负载电阻两端电压的形式得到检测信号。并且, 根据此检测信号计算脉搏率并形成脉波信号。

运算处理部件 31 所计算的脉搏率和脉波信号被提供给显示部件 33, 并且在显示部件 33 中显示脉搏率和脉波信号。

本实施例中, 利用常规 AM 检波进行检测, 但是可以检测由于血流引起的多普勒效应而改变的反射波频率。在这种情况下, 有必要适当地修改运算处理部件 31。

以这种方式, 本实施例的脉波检测装置 1 中, 发射压电元件 41 和接收压电元件 42 设置在平行于桡动脉 2 的衬底 43 的平面(一面)上。因此, 由于没有必要倾斜地设置压电元件 41、42, 也就没必要为了固定压电元件 41、42 而倾斜加工衬底 43 和固定衬底 43 的支撑体 46, 同时也没必要通过固化树脂制造此装置。因此, 制造变得简单。

本实施例的脉波检测装置 1 中, 由于接收压电元件 42 接收了 10%或 10%以上的来自桡动脉 2a 的反射波, 因此在根据反射波测量脉波

时有可能获得高的测量灵敏度和测量精度。

本实施例的脉波检测装置 1 中，由于发射压电元件 41 和接收压电元件 42 固定在衬底 43 的平面上，因此没必要通过将它们放在树脂中并固化树脂来固定，因此有可能非常准确地固定发射压电元件 41 和接收压电元件 42，并且也是因为这一点，有可能获得高测量灵敏度和测量精度。

接下来说明本发明的超声波诊断装置的第二实施例。顺便提一句，这个第二实施例也是将本发明应用于与前述实施例相似的脉波检测装置。在此第二实施例中，与前述第一实施例相似的部分使用了相同的参考标号并省略其说明。

图 8 是传感器部分 4 沿带子 50 纵向剖开后主要部分放大的剖视图，它是对应于前述第一实施例的图 3 的图。

如图 8 中所示，在本实施例的脉波检测装置中，在衬底 43 中，在压电元件 41、42 一侧的面上形成凹槽 53c。这样形成此凹槽 53c，使得其在发射压电元件 41 与接收压电元件 42 之间延伸。而且，此凹槽 53c 起到衰减超声波从发射压电元件 41 通过衬底 43 向接收压电元件 42 的传播的超声波衰减部件的作用，从而减少了由从发射压电元件传播的超声波引起的噪声产生。用这个方法进一步减少噪声，有可能得到更高的灵敏度。

接下来说明本发明的超声波诊断装置的第三实施例。顺便提一句，这个第三实施例也是将本发明应用于与前述实施例相似的脉波检测装置。在这个第三实施例中，与前述第一实施例相似的部分使用了相同的参考标号并省略其说明。

图 9 是传感器部分 4 沿带子 50 纵向剖开后主要部分放大的剖视图，它是对应于前述第一实施例的图 3 的图。

如图 9 所示，在本实施例的脉波检测装置中，带发射压电元件固定部分的第一衬底 44 和带接收压电元件固定部分的第二衬底 45 分别形成互相分开的组成部分，其中的每一个都被固定在支撑体 46 上，

从而由第一衬底 44、支撑体 46 和第二衬底 45 形成大致为 U 形的形状，而第一衬底 44 和第二衬底 45 之间设置了空隙。

在这个实施例中，第一衬底 44 和第二衬底 45 之间的空隙成为灵活的部分，从而表现出与前述第二实施例相似的效果。

5 顺便提一句，本发明并不局限于前述实施例，在各权利要求中陈述的范围之内，各种修正都是可能的。

例如，在前述实施例中，对于发射压电元件 41 和接收压电元件 42，这样设置各个尺寸和它们之间的距离，使得 $0 < b \leq 2d \tan \theta - c$ 并且满足 $c/(2d \tan \theta) \geq 0.1$ ，但是也可以这样设置它们，使得满足 $2d \tan \theta - c < b < 2d \tan \theta$ ，并且接收压电元件 42 部分进入有效范围 W，满足 $(2d \tan \theta - b)/(2d \tan \theta) \geq 0.1$ 。同样在这种情况下，接收压电元件 42 接收反射波中的 10% 或 10% 以上，所以有可能获得与前述实施例相似的效果。

15 在各个前述实施例中，衬底、压电元件 41、42 和支撑体 46 间设置间隙，该间隙起到超声波衰减部分的作用。但是，在支撑体 46 和压电元件 41、42 之间，有可能设置衰减超声波的构件，或者如图 10 所示，可能形成填充了衰减超声波的材料的超声波衰减部分 47，这些材料有例如含有钨粉的环氧树脂和多孔物质构成的多孔材料。

20 在上面提到的各实施例和各个修改实例中，发射压电元件 41 和接收压电元件 42 都固定在衬底 43 与佩戴者相对侧的面(一面)上，但是也可以固定在变成佩戴者侧的另外那面上。作为这样的实例，分别在图 11、图 12 和图 13 中示出修改的实例，其中发射压电元件 41 和接收压电元件 42 都固定在前述第一、第二和第三实施例中衬底 43 的另一面上。顺便提一句，在图 12 的修改实例中，凹槽 53c 也是在衬底的另一面的那一侧中形成的，因为发射压电元件 41 和接收压电元件 42 也固定在所述另一面上。并且，利用这个凹槽 53c，从发射压电元件 41 传播到接收压电元件 42 的超声波通过衬底 43 被衰减，所以减少了从发射压电元件传播的超声波所引起的噪声产生，从而

有可能得到更高的灵敏度。顺便提一句，从超声波的衰减效率这一点来看，最好在固定压电元件 41、42 的那一侧的面上形成此凹槽 53c。

在上面提到的各实施例和各个修改实例中，支撑体 46 形成剖面大致为 U 形的形状，使其变成其上面开口、从而提供容纳压电元件 41、42 的空间的盒子形式，并且充当超声波衰减部分，但是带空间的形状不限于此，可采用上面和侧面开口的形状。另外，如图 11 到图 13 所示，如果压电元件 41、42 固定在另一面上，由于支撑体 46 不必容纳这些压电元件 41、42，因此就可能采用整个面与衬底 43 的另一面接触的形状。关于这种实例，在图 14 到图 16 中示出这种实例，在各实例中都把支撑体 46 制成平板形式，并且与衬底 43 的另一面紧固在一起。

衬底 43 中设置的灵活部分不限于设有诸如衬底 43 中形成凹槽 53c 和空隙的形状的部分，而可以这样修改，使得发射压电元件固定部分和接收压电元件固定部分之间的衬底 43 中的部分由具有可塑性的独立构件构成。

在上面提到的各实施例和各个修改实例中，超声波诊断装置为脉波检测装置，但是应用本发明的超声波诊断装置不限于脉波检测装置。本发明的超声波诊断装置可以是这样的一种装置，它包括向诊断区发射超声波的发射压电元件、接收来自诊断区的超声波的反射波的接收压电元件、用于支撑发射压电元件和接收压电元件的支撑装置、以及以接收压电元件所接收的反射波为基础获取诊断区信息的信息获取装置，而且，例如，它可以是利用超声波获取身体内部图像的图像诊断装置、利用超声波搜索建筑物等中的裂纹的超声波裂纹检测装置、各种测量装置等。另外，通过将本发明应用于包括在这种超声波诊断装置中应用的、向诊断区发射超声波的发射压电元件、接收来自诊断区的超声波的反射波的接收压电元件、以及用于支撑发射压电元件和接收压电元件的支撑装置的传感器装置，有可能获得相似的作用和效果。

上面提及的各个修改实例可通过适当重迭来采用。

如上面所说明的，根据本发明的超声波诊断装置，简单的制造是可能的，并且有可能获得高灵敏度和测量精度。

图 1

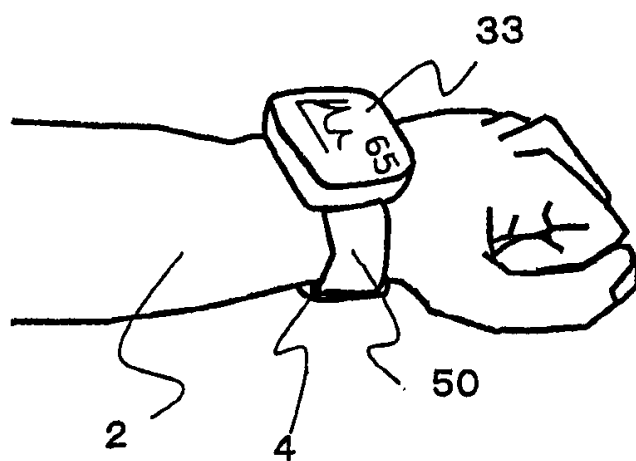


图 2

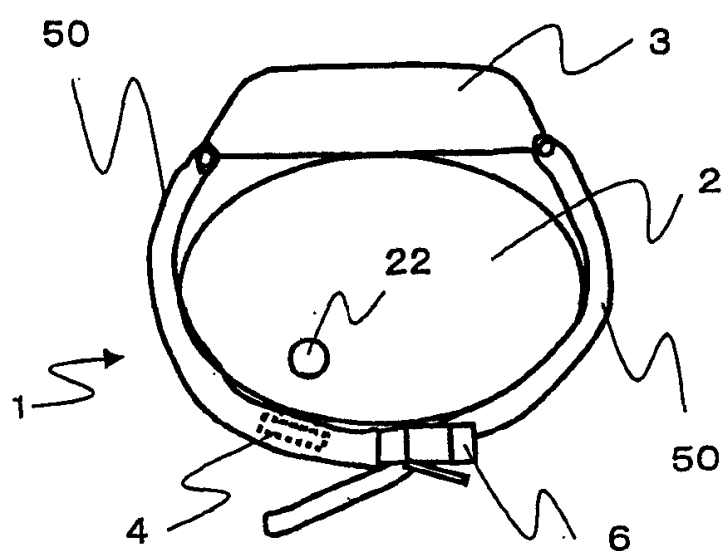
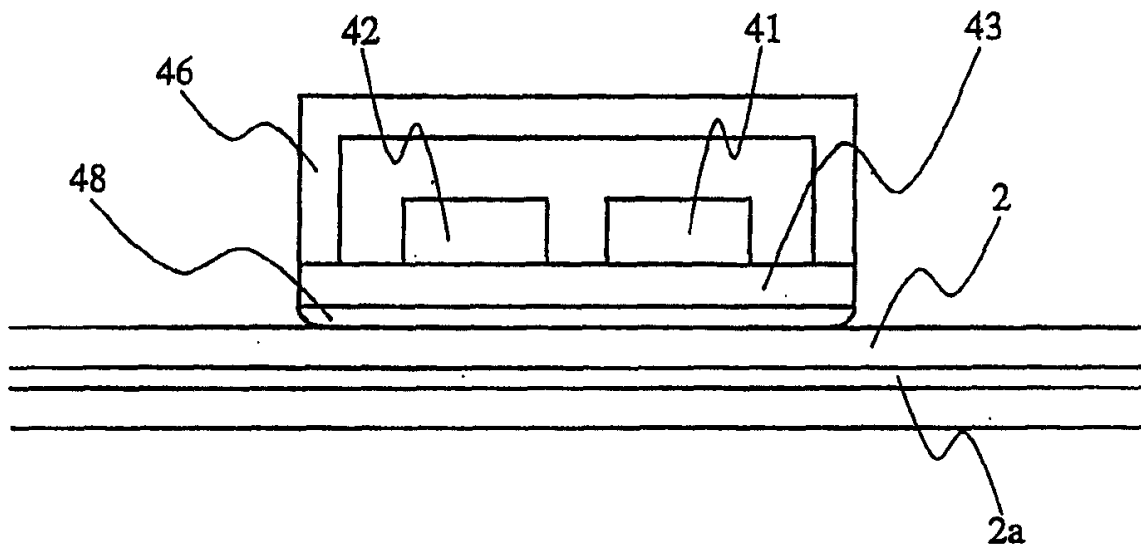


图 3



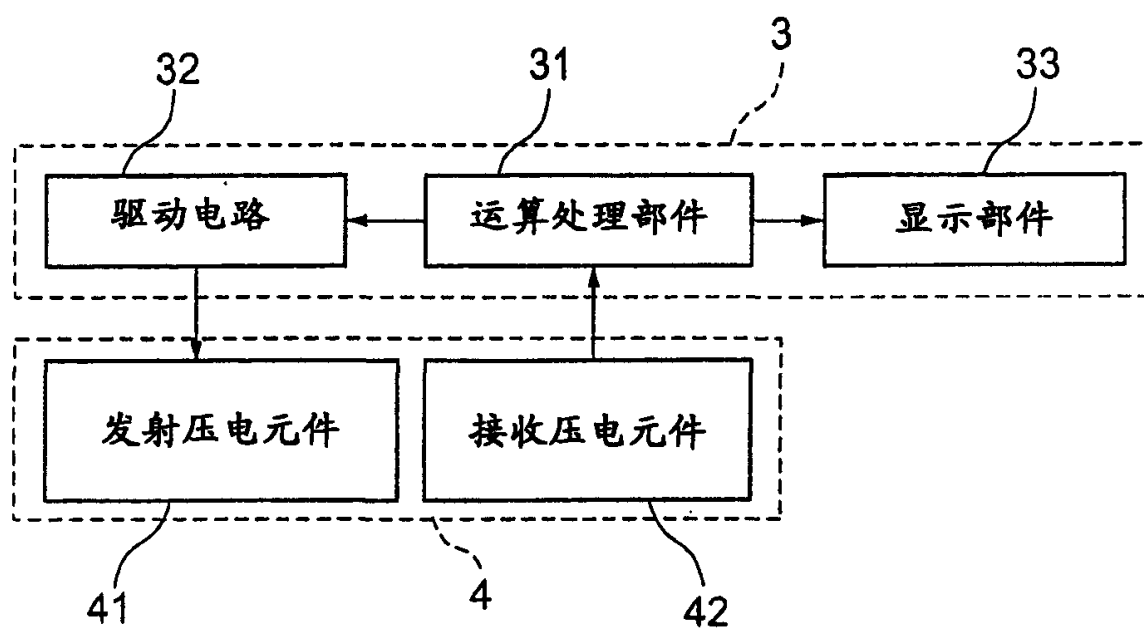


图 4

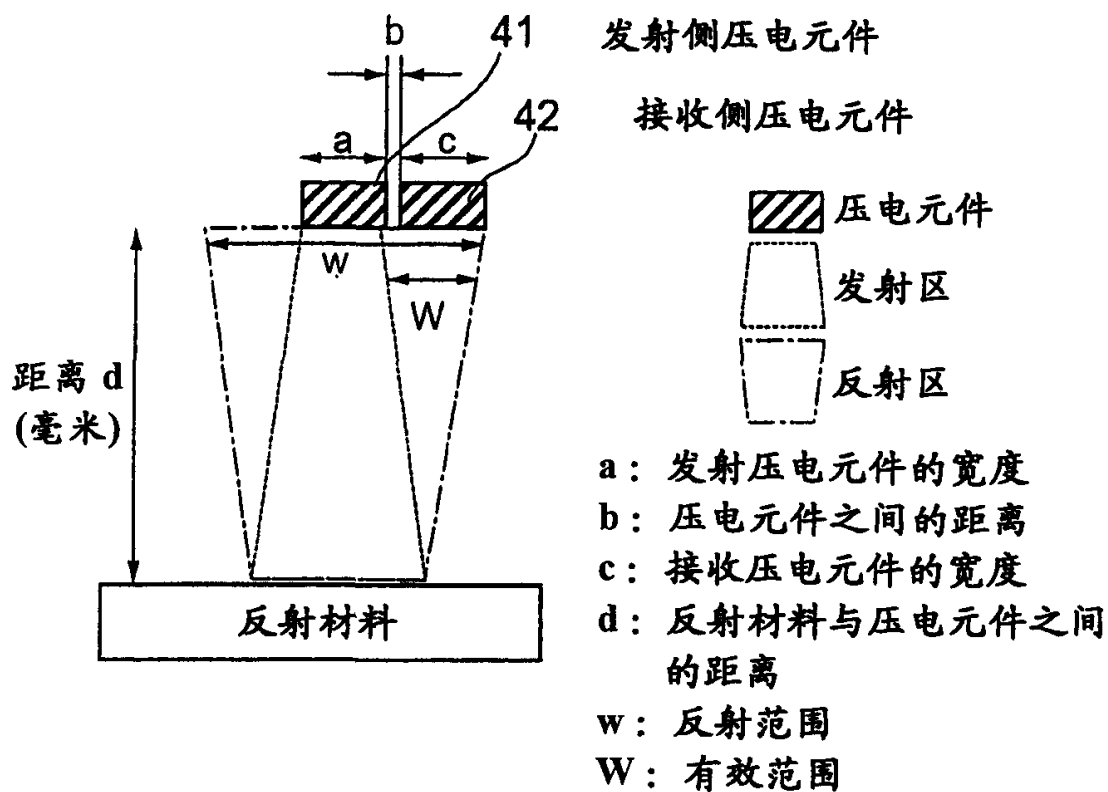


图 5

$$D_w(\theta) = \frac{\sin(x_\theta)}{x_\theta}$$

$$x_\theta = \frac{\pi \cdot a}{\lambda} \sin \theta$$

$D(\theta)$: 方向函数

θ : 方向角

λ : 波长

a: 发射压电元件的宽度

b: 压电元件之间的距离

c: 接收压电元件的宽度

d: 反射材料与压电元件之间的距离

w: 反射范围

W: 有效范围

图 6

9.6MHz, $b=0.35$, $d=3.5$ 的条件下硅油中的数据 and 计算结果

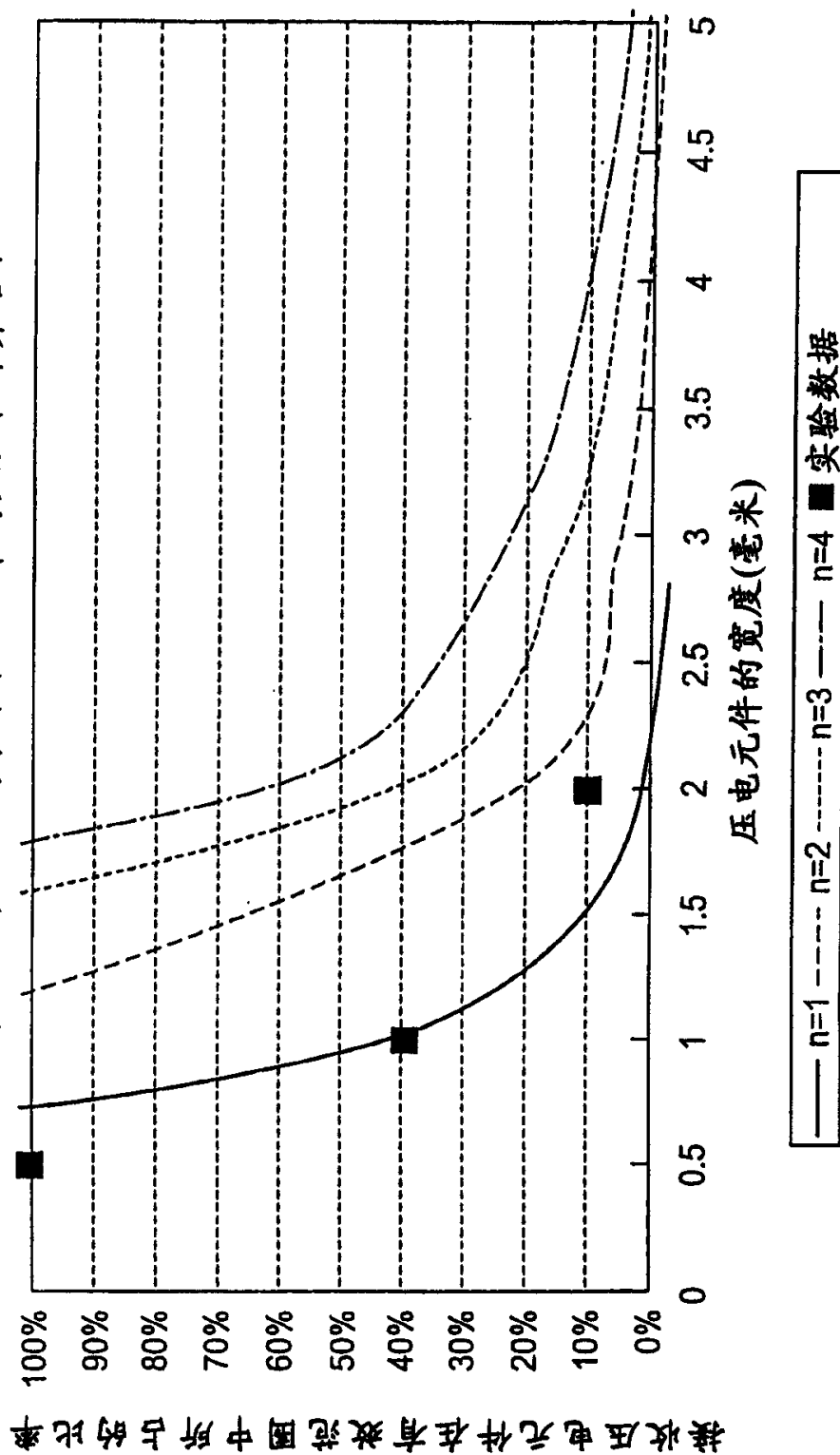


图 7

图 8

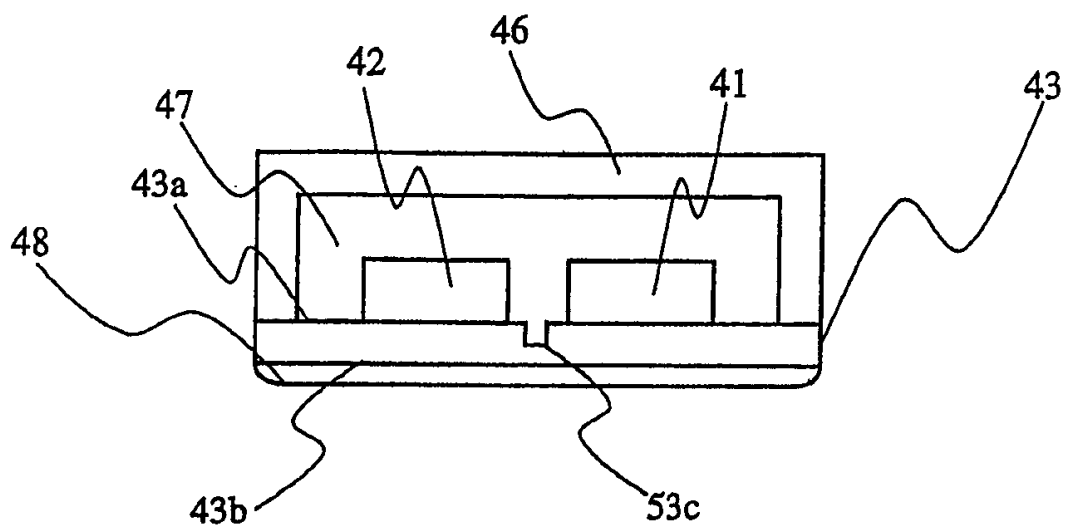


图 9

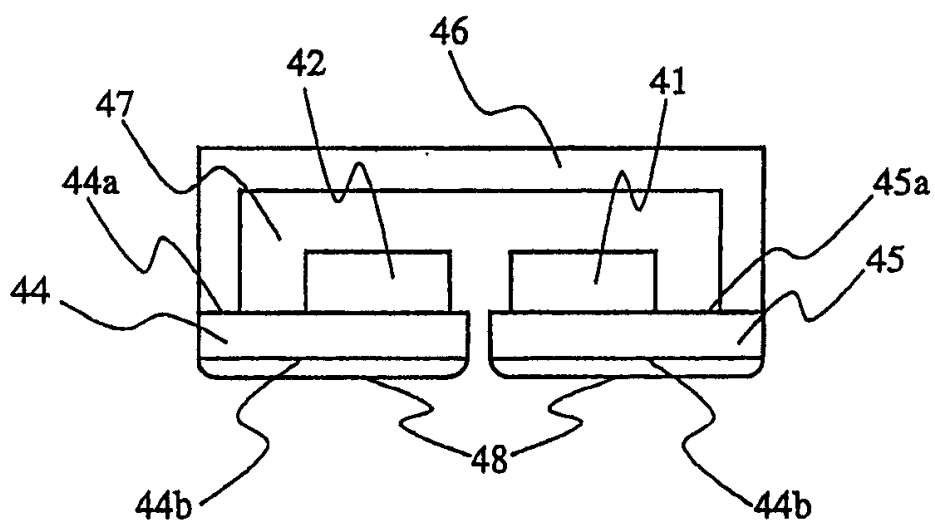


图 10

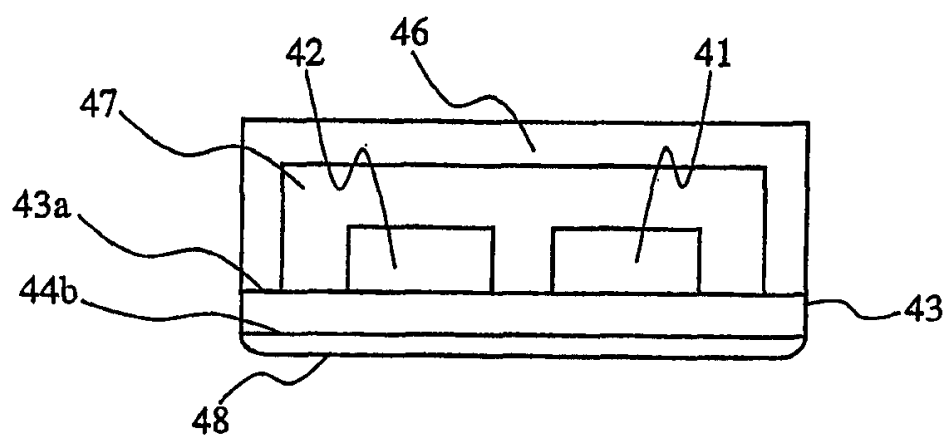


图 11

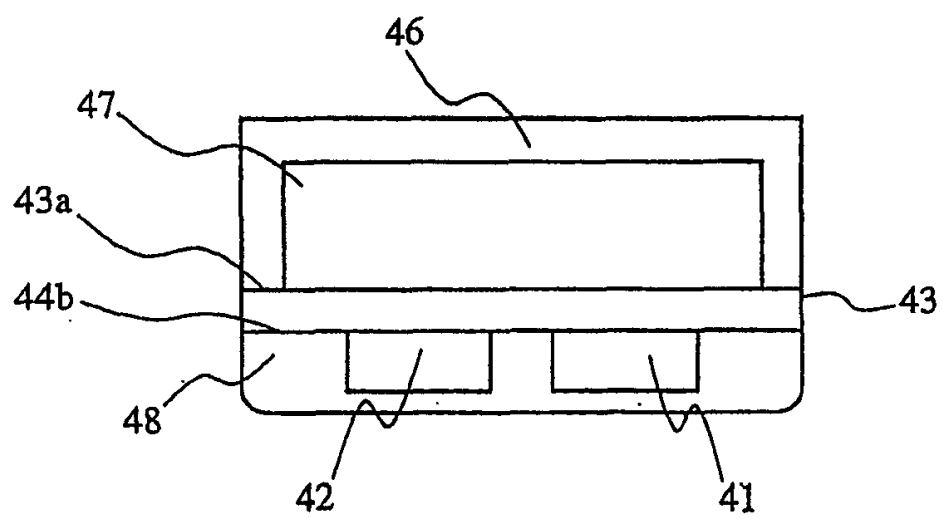


图 12

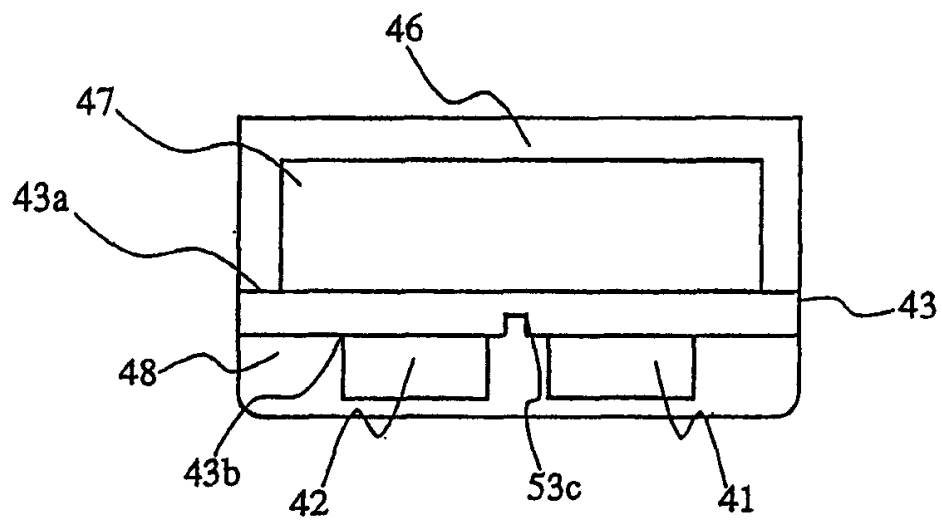


图 13

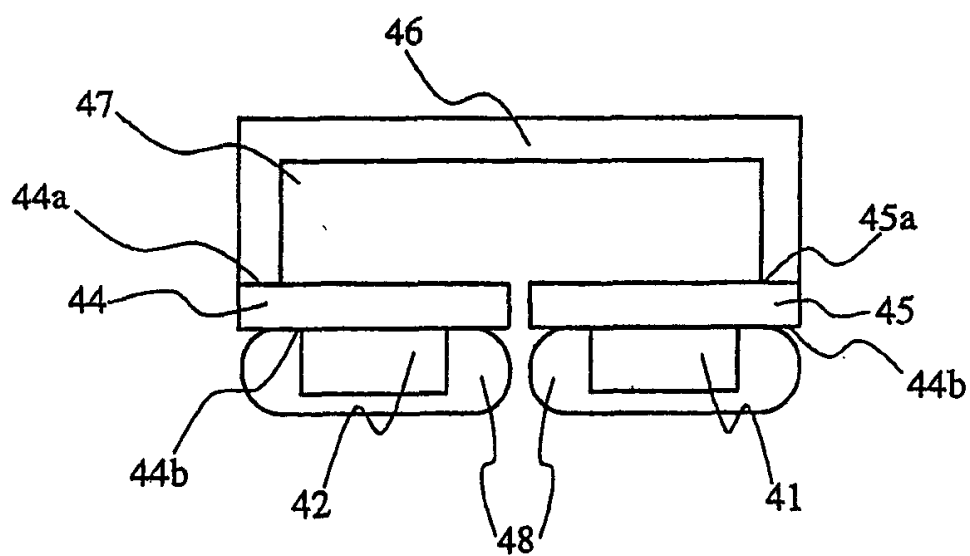


图 14

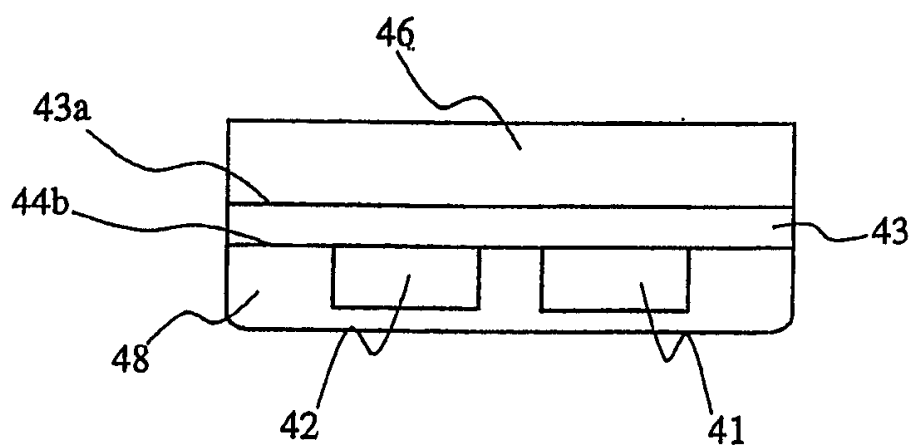


图 15

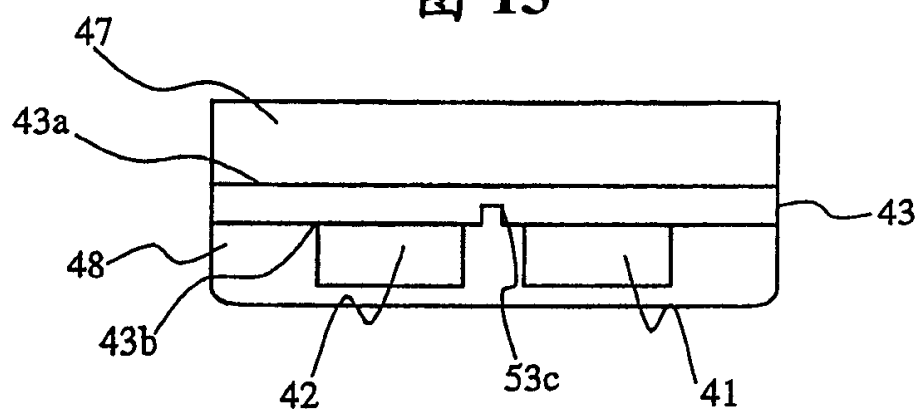


图 16

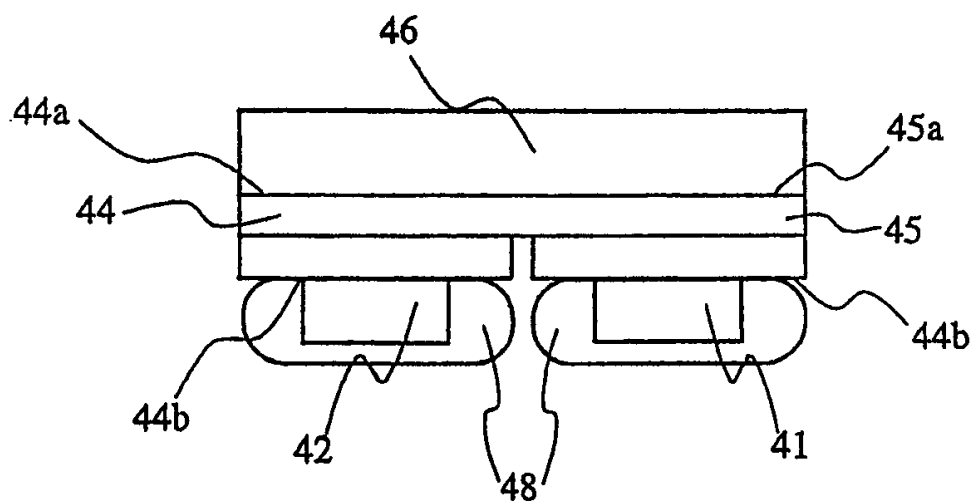
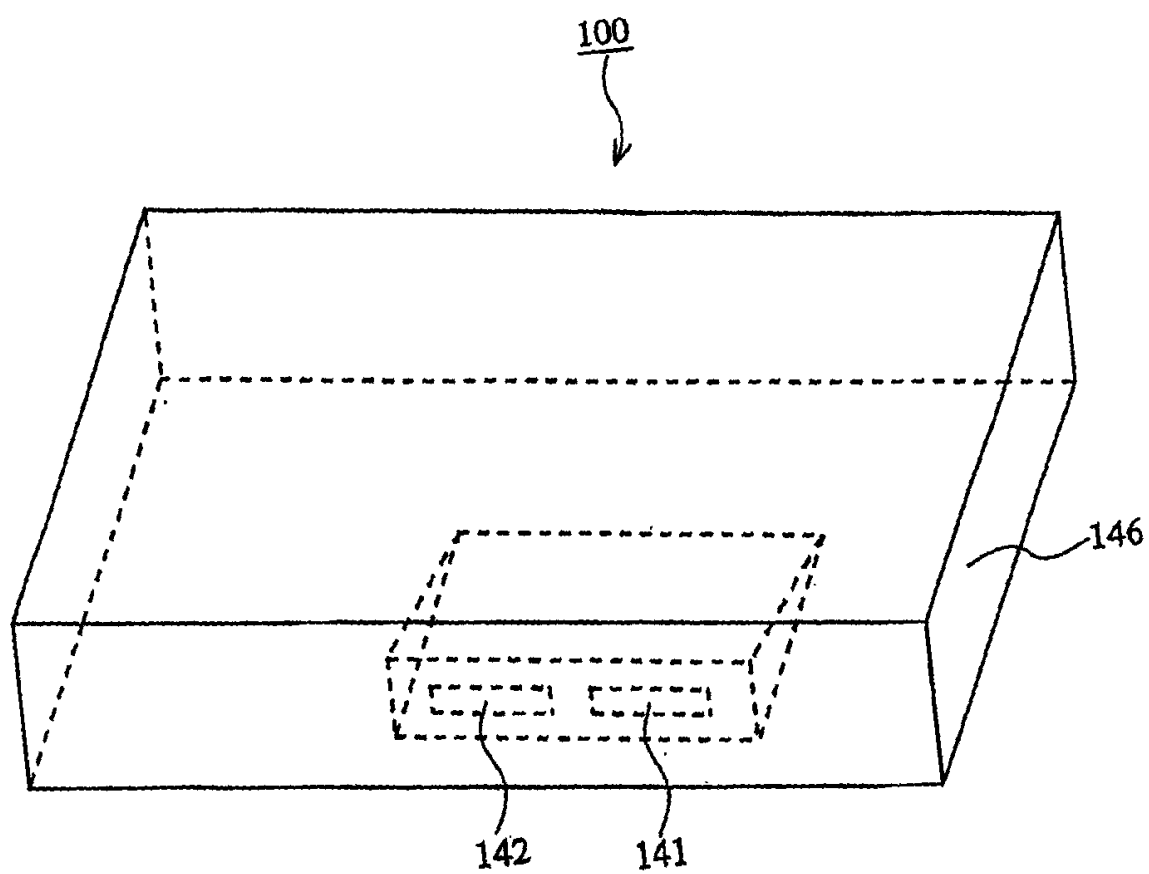


图 17
现有技术



专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN1366864A	公开(公告)日	2002-09-04
申请号	CN02102865.6	申请日	2002-01-22
[标]申请(专利权)人(译)	精工电子有限公司		
申请(专利权)人(译)	精工电子有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	精工电子有限公司		
[标]发明人	中村敬彦 新荻正隆 津端佳介		
发明人	中村敬彦 新荻正隆 津端佳介		
IPC分类号	G01N29/06 A61B5/0245 A61B8/00 A61B8/02 A61B8/06 G01S7/521 G10K9/22		
CPC分类号	A61B5/681 A61B8/02 A61B8/06 A61B8/4227 A61B8/4281 A61B8/4483 G01S7/52079 G10K9/22		
代理人(译)	傅康		
优先权	2001012878 2001-01-22 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种能简单地制造并且能够以极佳的灵敏度和精度检测超声波的超声波诊断装置。在一种超声波诊断装置中,通过支撑装置把发射压电元件和接收压电元件这样支撑在平行于桡动脉而设置的衬底上,使得它们的宽度a、c分别为0.38到1.1毫米,而它们之间的间距b为0.05到4.0毫米,所述发射压电元件发射超声波,所述接收压电元件接收来自桡动脉的反射波,而且根据反射波的检测结果来检测脉波。

