



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103153196 A

(43) 申请公布日 2013.06.12

(21) 申请号 201280003098.5

代理人 杨谦 胡建新

(22) 申请日 2012.09.21

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 8/00 (2006.01)

2011-207203 2011.09.22 JP

A61B 5/00 (2006.01)

2012-208086 2012.09.21 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013.03.27

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2012/074262 2012.09.21

(87) PCT申请的公布数据

W02013/042773 JA 2013.03.28

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 小笠原洋一 及川大造 桥本敬介

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

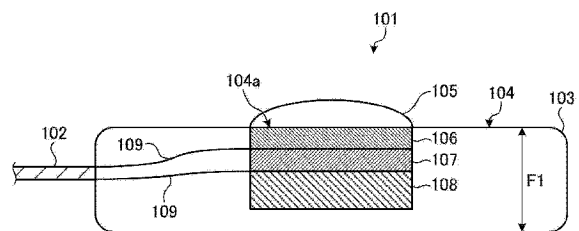
权利要求书1页 说明书14页 附图11页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

实施方式的超声波诊断装置(1)具备超声波探头(101、201、301、401)和处理装置(100)。超声波探头(101、201、301、401)的、以附着到被检体(P)上为目的而与被检体(P)接触的接触面(104、204、304、404)形成为能够与上述被检体(P)的突起部嵌合的形状。处理装置(100)对从安装在上述被检体(P)上的上述超声波探头(101、201、301、401)对该被检体(P)发送的超声波的反射波信号进行处理。



1. 一种超声波诊断装置,具备:

超声波探头,以附着到被检体上为目的而与被检体接触的接触面形成为能够与上述被检体的突起部嵌合的形状;以及

处理装置,对从安装在上述被检体上的上述超声波探头向该被检体发送的超声波的反射波信号进行处理。

2. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,

上述超声波探头具备:

平板状的外包装盒,具有上述接触面;

透镜,该透镜的、被形成为能够嵌合到作为上述被检体的突起部的骨之间的凸形状的弯曲部配置在上述外包装盒上;以及

压电元件,产生经由上述透镜在上述外包装盒的大致厚度方向上发送的超声波。

3. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,

上述超声波探头具备:

外包装盒,具有上述接触面,在该接触面上形成有与作为上述被检体的突起部的骨卡合的凹部;

透镜,设在上述外包装盒上;以及

压电元件,产生经由上述透镜在上述外包装盒的大致厚度方向上发送的超声波。

4. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,

上述超声波探头通过在上述接触面上形成伸缩部件、或者层叠了至少1个以上的多个平板状的附着部件,由此能够变更超声波的发送角度。

5. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,

上述处理装置具备控制部,上述控制部在事前设定的至少1个以上的时刻对上述超声波探头进行控制,使得执行超声波的发送处理及反射波信号的接收处理。

6. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,

还具备脉搏计测装置,上述脉搏计测装置由上述被检体携带,对该被检体的脉波或脉搏进行计测;

上述处理装置还具备:

检测部,基于由上述脉搏计测装置计测的脉波或脉搏,检测上述被检体有无异常;以及

控制部,在由上述检测部检测到异常的情况下,对上述超声波探头进行控制,使得开始超声波的发送处理及反射波信号的接收处理,并且控制上述超声波探头,使得从由上述检测部检测到异常开始到经过规定的时刻为止进行上述发送处理及上述接收处理。

7. 如权利要求6所述的超声波诊断装置,

还具备取得上述被检体的心电图的心电描记器;

上述处理装置还具备判断部,上述判断部通过将在上述心电图检测到规定的波形的定时生成的各超声波图像解析,来判断上述被检体是否静止;

在上述判断部的判断的结果是上述被检体从运动的状态变化为静止的状态的情况下,上述控制部对上述超声波探头进行控制,使得进行超声波的发送处理及反射波信号的接收处理。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 以往,超声波诊断装置作为与 X 射线诊断装置或 X 射线计算机断层摄影装置等其他医用图像诊断装置相比、具备简便的操作性和没有受辐射危险的非侵袭性等优点的装置,在当今的医疗中被用于心脏、肝脏、肾脏、乳腺等各种各样的生物体组织的检查及诊断中。例如,超声波诊断装置在由医生等操作者将超声波探头抵接在被检体上的情况下,通过接收从该超声波探头发送的超声波由被检体的内部组织反射而成的反射波信号,生成作为被检体内的组织构造的图像的超声波图像。因此,超声波诊断装置对应由操作者抵接超声波探头的部位,生成不同的组织的超声波图像。

[0003] 现有技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献 1 :日本特开 2000 - 132664 号公报

发明内容

[0006] 发明要解决的问题

[0007] 本发明要解决的问题是提供一种具有能够安装到被检体上的超声波探头的超声波诊断装置。

[0008] 用于解决问题的方法

[0009] 技术方案超声波诊断装置具备超声波探头和处理装置。超声波探头的以附着到被检体上为目的而与被检体接触的接触面形成为能够与上述被检体的突起部嵌合的形状。处理装置对从安装在上述被检体上的上述超声波探头向该被检体发送的超声波的反射波信号进行处理。

附图说明

[0010] 图 1 是表示有关第一实施方式的诊断系统的结构例的图。

[0011] 图 2 是示意地表示有关第一实施方式的诊断装置的外观的图。

[0012] 图 3 是示意地表示安装在被检体 P 上的有关第一实施方式的超声波探头的外观的图。

[0013] 图 4 是表示图 3 的 A1 向视的超声波探头的外观放大图。

[0014] 图 5 是表示图 3 的 A2 向视的超声波探头的外观放大图。

[0015] 图 6 是表示图 5 的 I1 - I1 线的超声波探头的剖视图。

[0016] 图 7 是示意地表示固定在肋间的超声波探头的状态的图。

[0017] 图 8 是表示有关第一实施方式的 2 维超声波探头的外观放大图。

[0018] 图 9 是表示有关第一实施方式的装置主体的结构例的图。

- [0019] 图 10 是表示由有关第一实施方式的诊断装置进行的处理次序的流程图。
- [0020] 图 11 是表示有关变形例 1 的超声波探头的外观放大图。
- [0021] 图 12 是表示图 11 的 I2 - I2 线的超声波探头的剖视图。
- [0022] 图 13 是表示固定在被检体上的有关变形例 1 的超声波探头的外观图。
- [0023] 图 14 是表示有关变形例 2 的超声波探头的外观放大图。
- [0024] 图 15 是表示图 14 的 I3 - I3 线的超声波探头的剖视图。
- [0025] 图 16 是表示有关变形例 3 的超声波探头的剖视图。
- [0026] 图 17 是表示通过有关实施方式的诊断装置实施的运动负荷心电图试验检查的一例的图。

具体实施方式

[0027] (第一实施方式)

[0028] 首先,使用图 1 对有关第一实施方式的诊断系统进行说明。图 1 是表示有关第一实施方式的诊断系统的结构例的图。如图 1 中例示那样,在有关第一实施方式的诊断系统中,作为一个形态,包括在处于个人住宅中的被检体 P 上安装的诊断装置 1、设置在被检体 P 的个人住宅中的无线路由器等的接入点 11、和设置在医院中的服务器装置 12。接入点 11 和服务器装置 12 能够经由网络 10 进行通信。例如,接入点 11 和服务器装置 12 经由 VPN (Virtual Private Network:虚拟个人网络) 等的确保了安全的线路相互进行通信。

[0029] 诊断装置 1 是与由被检体 P 携带的霍尔特氏心电图描记器一体化的可携带的超声波诊断装置,与接入点 11 进行无线通信。具体而言,诊断装置 1 具有装置主体 100、和能够固定到被检体 P 上的薄型的超声波探头 101。装置主体 100 在被检体 P 进行日常生活的过程中定期地进行心电图(ECG:Electrocardiogram)的记录,并且根据从超声波探头 101 发送给被检体 P 的超声波的反射波信号生成超声波图像。进而,装置主体 100 通过将这些心电图或超声波图像定期地向接入点 11 发送,经由网络 10 向服务器装置 12 发送心电图或超声波图像。

[0030] 服务器装置 12 按照作为患者的每个被检体,存储关于被检体的个人信息、从被检体得到的心电图或超声波图像等各种医用数据。第一实施方式的服务器装置 12 通过受理从装置主体 100 定期地发送的心电图或超声波图像,将从进行日常生活的被检体 P 得到的心电图或超声波图像储存。由此,医院内的医生等通过使用便携终端或个人计算机向服务器装置 12 访问,能够确认从处于个人住宅中的被检体 P 得到的心电图或超声波图像。

[0031] 这里,第一实施方式的装置主体 100 解析从被检体 P 定期地测量的心电图。并且,装置主体 100 在心电图解析的结果是检测到被检体 P 的异常的情况下,通过使超声波探头 101 发送超声波来生成被检体 P 的超声波图像。即,装置主体 100 通过进行了心电图的解析,在被检体 P 中有可能有异常的情况下,通过立即用超声波探头 101 扫描被检体 P 而生成超声波图像。并且,装置主体 100 每当生成超声波图像时,将超声波图像与检测到异常时的心电图一起向服务器装置 12 发送。由此,有关第一实施方式的诊断装置 1 在被检体 P 中有可能有异常的情况下,不仅使用心电图,还能够进行了使用超声波图像的诊察。一般而言,心电图能够从流到被检体 P 内的微小电信号得到,所以有时随着被检体 P 的体位变化而心电图的波形变化,或通过身体运动而在心电图的波形中发生噪声。第一实施方式的诊断

装置 1 由于能够进行使用心电图及超声波图像的复合的诊察,所以即使是随着被检体 P 的体位变化或身体运动而心电图的波形紊乱的情况,也能够使由医生进行的诊断精度提高。

[0032] 以下,对上述诊断装置 1 更详细地说明。以下,首先对能够进行上述复合的诊察的超声波探头 101 进行说明,接着,对装置主体 100 的结构及处理次序进行说明。另外,在第一实施方式中,对诊断装置 1 定期地记录被检体 P 的心电图、并且在检测到异常时生成被检体 P 的胸部(例如,心脏)的超声波图像的例子进行说明。但是,诊断装置 1 也可以生成胸部以外的其他部位(例如腹部等)的超声波图像。

[0033] 图 2 是示意地表示有关第一实施方式的诊断装置 1 的外观的图。如图 2 所示,有关第一实施方式的诊断装置 1 具有装置主体 100、超声波探头 101、和霍尔特氏(halter)心电描记器探头 111。

[0034] 装置主体 100 和超声波探头 101 通过电缆 102 可电气通信地连接,装置主体 100 与霍尔特氏心电描记器探头 111 通过电缆 112 可电气通信地连接。电缆 102 及电缆 112 是能够弯折的部件,例如是由橡胶等绝缘体覆盖的金属线。

[0035] 霍尔特氏心电描记器探头 111 通过粘接垫等固定在被检体 P 的体表上,通过从被检体 P 内检测微小电信号,取得心电图数据。超声波探头 101 的、以附着在被检体 P 上为目的的而与被检体 P 接触的接触面形成为能够与被检体 P 的突起部(肋骨等)嵌合的形状。该超声波探头 101 向被检体 P 发送超声波,接收该超声波在被检体 P 内被反射的反射波信号。装置主体 100 是处理从安装在被检体 P 上的超声波探头 101 对被检体 P 发送的超声波的反射波信号的处理装置。具体而言,装置主体 100 受理由霍尔特氏心电描记器探头 111 取得的心电图数据,并且使用由超声波探头 101 接收到的反射波信号生成超声波图像。

[0036] 这样的诊断装置 1 通过形成为可安装在被检体 P 上,从而能够从进行日常生活的被检体 P 得到心电图数据或超声波图像。特别是,有关第一实施方式的超声波探头 101 通过形成为厚度较薄的平板状,能够固定到被检体 P 上。

[0037] 使用图 3~图 5 对有关第一实施方式的超声波探头 101 的形状进行说明。图 3 是示意地表示安装在被检体 P 上的有关第一实施方式的超声波探头 101 的外观的图。另外,在图 3 中,表示观察安装有超声波探头 101 的被检体 P 的侧面的例子。

[0038] 在图 3 所示的例子中,超声波探头 101 安装在被检体 P 的胸部附近的体表上,与安装在被检体 P 的腰部附近的装置主体 100 经由电缆 102 连接。该超声波探头 101 通过固定用带或粘接垫等固定在被检体 P 上。例如,如在图 1 中例示的被检体 P 那样,超声波探头 101 通过密接在体表上的作为弹性体的固定用带固定在被检体 P 上。此外,例如将超声波探头 101 通过涂敷具有粘接性的粘接垫,经由该粘接垫固定在被检体 P 上。这样的超声波探头 101 不具有用于医生等保持超声波探头 101 的凸状的手柄,以成为即使是固定在被检体 P 上的状态也不易妨碍被检体 P 的运动的状态。关于这一点使用图 4 及图 5 进行说明。

[0039] 图 4 及图 5 是表示有关第一实施方式的超声波探头 101 的外观放大图。图 4 是表示图 3 的 A1 向视的超声波探头 101 的外观放大图,图 5 是表示图 3 的 A2 向视的超声波探头 101 的外观放大图。

[0040] 如图 4 及图 5 所示,超声波探头 101 具有平板状的中空的外包装盒 103。在图 4 及图 5 所示的例子中,外包装盒 103 呈大致长方体的形状,例如通过合成树脂等形成。具体而言,外包装盒 103 在图 4 所示的状态下,上下的面具有一定的面积,相对于此,作为高度方向

的大小的厚度形成得较薄。另外,外包装盒 103 形成为长方体的 12 个边带有圆度的形状。

[0041] 此外,如图 5 所示,超声波探头 101 在作为与被检体 P 接触的外包装盒 103 的面的接触面 104 上形成有开口部,在该开口部中设有声透镜 105。声透镜 105 使从后述的压电元件 107 产生的超声波收敛。关于这一点使用图 6 进行说明。

[0042] 图 6 是表示图 5 的 I1 - I1 线的超声波探头 101 的剖视图。如图 6 所示,有关第一实施方式的超声波探头 101 的外包装盒 103 在接触面 104 上形成作为与声透镜 105 的下面大致相同的形状的孔的开口部 104a。并且,声透镜 105 固定在该开口部 104a 中。换言之,将声透镜 105 的形成为能够嵌合在作为被检体 P 的突起部的骨等之间的凸形状的弯曲部配置到外包装盒 103 上。

[0043] 此外,超声波探头 101 在以外包装盒 103 的接触面 104 为上面的情况下,从声透镜 105 向外包装盒 103 的下面方向,层叠有声调整层 106、压电元件 107、垫材 108。声透镜 105 如上述那样使超声波收敛。声调整层 106 缓和压电元件 107 与被检体 P 之间的声阻抗的不匹配。

[0044] 压电元件 107 通过柔性电缆等的电极 109 与电缆 102 连接,经由该电极 109 与装置主体 100 之间收发电信号。该压电元件 107 基于从装置主体 100 供给的发送信号产生超声波,接收来自被检体 P 的反射波信号。具体而言,第一实施方式的压电元件 107 在外包装盒 103 的大致厚度方向 F1 上产生超声波。另外,虽然这里没有图示,但压电元件 107 由多个压电元件构成,压电元件分别产生超声波,接收反射波信号。在图 6 所示的例子中,将多个压电振子以一系列配置。因而,上述超声波探头 101 相当于 1 维超声波探头。垫材 108 防止超声波从压电元件 107 向后方(外包装盒 103 的下面方向)传播。

[0045] 例如,如果从超声波探头 101 向被检体发送超声波,发送的超声波由被检体的体内组织的声阻抗的不连续面依次反射,作为反射波信号而被超声波探头 101 具有的压电元件 107 接收。接收的反射波信号的振幅依存于将超声波反射的不连续面的声阻抗之差。发送的超声波脉冲被移动中的血流或心脏壁等的表面反射的情况下的反射波信号通过多普勒效应,依存于移动体相对于超声波发送方向的速度成分,受到频率偏移。并且,由超声波探头 101 接收到的反射波信号经由电缆 102 被发送到装置主体 100。装置主体 100 使用从超声波探头 101 受理的反射波信号,生成被检体 P 的超声波图像。

[0046] 这样,第一实施方式的超声波探头 101 如图 3 ~ 图 6 所示的例子那样,具有平板状的外包装盒 103,还在与被检体 P 接触的外包装盒 103 的接触面 104 上设有声透镜 105,在外包装盒 103 的内部中具有产生经由该声透镜 105 在外包装盒 103 的大致厚度方向 F1 上发射的超声波的压电元件 107。该超声波探头 101 由于厚度较薄且是平板形状,所以容易固定到被检体 P 上,此外,即使是固定在被检体 P 上的状态,也不易妨碍被检体 P 的运动。

[0047] 另外,从上述超声波探头 101 发射的超声波被被检体 P 内的骨等大致全反射。因此,即使是希望生成心脏的超声波图像的情况下,如果骨位于超声波探头 101 与摄影对象的心脏之间,也有可能不能描绘为超声波图像。因而,在如上述实施方式那样生成被检体 P 的胸部的超声波图像的情况下,希望从超声波探头 101 发射的超声波避开被检体 P 的肋骨而达到心脏等。所以,上述超声波探头 101 的声透镜 105 优选的是沿着被检体 P 的肋间的凸形状。关于这一点使用图 7 进行说明。

[0048] 图 7 是示意地表示固定在肋间的超声波探头 101 的状态的图。另外,在图 7 中,为

了明示声透镜 105 的形状,表示了声透镜 105 看起来直接嵌合在被检体 P 的肋间的状态,但实际上,超声波探头 101 附着在被检体 P 的体表上,不与肋骨直接接触。如图 6 所示的例子那样,声透镜 105 形成为向从外包装盒 103 的接触面 104 离开的方向弯曲的凸状。这里,声透镜 105 如图 7 所示的例子那样,该弯曲部形成为能够嵌合到被检体 P 的肋间的形状。由此,通过将超声波探头 101 固定在被检体 P 上以使声透镜 105 位于肋间,从而从超声波探头 101 发射的超声波能够避开肋骨而行进。结果,装置主体 100 能够使用由超声波探头 101 接收到的反射波信号生成描绘了被肋骨包围的心脏等的超声波图像。此外,作为沿着肋间的凸形状的声透镜 105 由于容易嵌入到该肋间,所以能够容易地将超声波探头 101 固定到被检体 P 上。

[0049] 此外,在上述第一实施方式中,表示了超声波探头 101 是将多个压电振子以一系列配置而成的 1 维超声波探头的例子。但是,超声波探头 101 也可以是将多个压电振子以栅格状 2 维配置而成的 2 维超声波探头。图 8 是表示有关第一实施方式的 2 维超声波探头 101 的外观放大图。另外,图 8 是对应于图 5 的图。2 维超声波探头 101 由于是多个压电振子以栅格状 2 维配置,所以如图 8 所示的例子那样,设有纵向和横向的长度大致相同的声透镜 105a。关于该声透镜 105a,优选的是沿着被检体 P 的肋间的凸形状。

[0050] 接着,使用图 9 对有关第一实施方式的装置主体 100 进行说明。图 9 是表示有关第一实施方式的装置主体 100 的结构例的图。图 9 中例示的装置主体 100 搭载有未图示的电池等,通过该电池进行动作。如图 9 中例示那样,有关第一实施方式的装置主体 100 是将超声波探头 101、霍尔特氏心电描记器探头 111、和输入装置 21 连接而成。

[0051] 输入装置 21 是面板开关、触控屏、跟踪球、按钮等输入设备。这些输入设备设在装置主体 100 的侧面等上。装置主体 100 经由输入装置 21 受理来自用户(例如被检体 P)的操作指示。

[0052] 此外,装置主体 100 与网络 10 或外部存储装置 22 连接。在第一实施方式中,装置主体 100 与网络 10 或外部存储装置 22 无线连接。外部存储装置 22 例如是图 1 中例示的配置在医院内的服务器装置 12、或与该服务器装置 12 连接的存储服务器等。

[0053] 此外,装置主体 100 如在图 9 中例示那样,具有霍尔特氏心电描记器系统 121、解析电路 122、书签电路 123、系统控制器 124、扫描控制器 125、收发单元 126、B 模式处理单元 127、多普勒模式处理单元 128、坐标变换电路 129、图像合成电路 130、内部存储装置 131、以及外部接口部 132。

[0054] 霍尔特氏心电描记器探头 111 通过在使用粘接垫等固定在被检体 P 的体表上的状态下从被检体 P 内检测微小电信号而取得心电图数据。霍尔特氏心电描记器系统 121 受理由霍尔特氏心电描记器探头 111 取得的心电图数据。并且,霍尔特氏心电描记器系统 121 将该心电图数据保存到内部存储装置 131。另外,第一实施方式的霍尔特氏心电描记器系统 121 从霍尔特氏心电描记器探头 111 总是受理心电图数据,将所受理的心电图数据储存在内部存储装置 131。

[0055] 解析电路 122 从霍尔特氏心电描记器探头 111 受理心电图数据,通过将所受理的心电图数据实时地解析,判断在被检体 P 中是否发生了异常。并且,解析电路 122 在这样的解析的结果是判断为在被检体 P 中有可能发生了异常的情况下,向书签电路 123 及系统控制器 124 发送异常发生通知。

[0056] 另外,如果说明由解析电路 122 进行的解析处理,则解析电路 122 例如从心电图数据取得表示心周期的波形的 P 波、QRS 波(Q 波、R 波及 S 波)、T 波,使用这些各波判断是否在被检体 P 中发生了异常。例如,从 Q 波到 S 波的期间表示心室的收缩期间,从 S 波到 T 波的期间表示心室的扩张期间,所以解析电路 122 通过将 S—T 间(从 S 波到 T 波的期间)的心脏的运动解析,判断是否有局部缺血性心脏病或心肌梗塞的怀疑。此外,例如在 S—T 间可以看到在 0mv 波形为水平的区间,而该水平部分在心绞痛中比正常的状态低,在心肌梗塞中上升,所以解析电路 122 通过将 S—T 间解析,判断是否有心绞痛的怀疑。

[0057] 书签电路 123 在从解析电路 122 受理了异常发生通知的情况下,保持作为接收到该异常发生通知的时刻的异常发生时刻。例如,书签电路 123 将异常发生时刻作为日志保存到规定的存储器中。此外,例如,书签电路 123 将异常发生时刻作为数据对由解析电路 122 检测出异常的心电图数据附加。

[0058] 系统控制器 124 例如是 CPU、MPU (Micro Processing Unit:微处理单元)等电子电路、ASIC(Application Specific Integrated Circuit:专用集成电路)、或 FPGA(Field Programmable Gate Array:现场可编程门阵列)等集成电路,整体控制由装置主体 100 进行的处理。在图 9 中省略了图示控制线,但系统控制器 124 对装置主体 100 内的各部发送控制信号,控制由各部进行的处理。

[0059] 第一实施方式的系统控制器 124 在从解析电路 122 受理了异常发生通知的情况下,控制扫描控制器 125,以使其在从接收到异常发生通知的时刻开始到经过规定时间(例如,1 秒、2 秒或 5 秒等)为止进行通过超声波探头 101 的扫描处理。

[0060] 扫描控制器 125 通过控制收发单元 126,使超声波探头 101 开始扫描。此时,扫描控制器 125 控制收发单元 126,以在由系统控制器 124 指定的时刻的范围中进行扫描。

[0061] 收发单元 126 进行超声波的收发处理。具体而言,收发单元 126 在发送超声波的情况下,在内部的脉冲发生器中使高电压脉冲每规定的延迟时间依次发生。通过将该高电压脉冲向内置在超声波探头 101 中的压电元件 107 的各振子单元依次施加,在各振子单元中产生超声波。

[0062] 此外,在超声波的接收时,在超声波探头 101 内部的压电元件 107 的各振子单元中,接收超声波束的反射波,将其多个通道(channel)的接收信号向收发单元 126 输入。收发单元 126 在通过前置放大器将接收信号进行增益修正后,进行 A/D 变换。并且,收发单元 126 在将 A/D 变换后的信号按照接收焦点位置对各通道进行延迟控制和相加处理(调相相加)后,通过用正交检波和频带限制滤波器控制信号频带而生成反射波数据,将所生成的反射波数据发送到 B 模式处理单元 127 及多普勒模式处理单元 128。

[0063] B 模式处理单元 127 从收发单元 126 接收反射波数据,进行对数放大、包络线检波处理等,生成将信号强度用辉度的明亮度表现的数据(B 模式数据)。

[0064] 多普勒模式处理单元 128 根据从收发单元 126 接收到的反射波数据将速度信息进行频率解析,提取由多普勒效应得到的血流或组织、造影剂回波成分,生成对多点提取了平均速度、方差、功率等血流信息而成的数据(多普勒数据)。

[0065] 由 B 模式处理单元 127 生成的 B 模式数据、及由多普勒模式处理单元 128 生成的多普勒数据也称作原始数据(Raw 数据),保存到内部存储装置 131 中。此外,将该原始数据发送到坐标变换电路 129。

[0066] 坐标变换电路 129 将从 B 模式处理单元 127 及多普勒模式处理单元 128 受理的原始数据从接收波束时的坐标系变换为用于图像显示的正交坐标系。

[0067] 图像合成电路 130 将由坐标变换电路 129 变换为正交坐标系的 B 模式图像及多普勒模式·彩色模式图像保存到内部存储装置 131 中,在与图像收集条件等的文字信息一起进行图像合成后,分配 RGB 的映射值。这样,图像合成电路 130 作为超声波图像而生成合成图像。

[0068] 内部存储装置 131 是 RAM (Random Access Memory :随机存储器)、闪存存储器 (Flash Memory)、闪存 SSD (Solid State Drive :固态驱动器)等存储设备。该内部存储装置 131 存储由 B 模式处理单元 127 或多普勒模式处理单元 128 生成的原始数据、及由图像合成电路 130 生成的超声波图像等。

[0069] 外部接口部 132 通过无线通信与外部装置之间收发各种数据。具体而言,系统控制器 124 具有无线通信功能,能够将存储在内部存储装置 131 中的原始数据或超声波图像等向外部存储装置 22 保存等。

[0070] 这里,第一实施方式的系统控制器 124 从解析电路 122 受理异常发生通知,在控制扫描控制器 125 以将扫描处理进行规定时间的情况下,将由书签电路 123 记录的异常发生时刻、由解析电路 122 检测到异常的心电图数据、和通过控制扫描控制器 125 而生成的超声波图像相对应地保存到内部存储装置 131。并且,系统控制器 124 将保存在内部存储装置 131 中的、将异常发生时刻、心电图数据和超声波图像建立了对应的数据群向服务器装置 12 发送。另外,系统控制器 124 既可以将该数据群定期地从内部存储装置 131 取得并向服务器装置 12 发送,也可以每当由解析电路 122 检测到异常时将该数据群向服务器装置 12 发送。

[0071] 接着,使用图 10,对有关第一实施方式的诊断装置 1 的处理次序进行说明。图 10 是表示有关第一实施方式的诊断装置 1 的处理次序的流程图。

[0072] 如图 10 所示,诊断装置 1 的装置主体 100 经由霍尔特氏心电描记器探头 111 依次取得被检体 P 的心电图数据(步骤 S101)。并且,装置主体 100 的解析电路 122 通过将依次取得的心电图数据解析,判断是否在被检体 P 中发生了异常(步骤 S102)。并且,装置主体 100 在没有由解析电路 122 检测到被检体 P 的异常的期间(步骤 S102 否定),经由霍尔特氏心电描记器探头 111 依次取得被检体 P 的心电图数据(步骤 S101)。

[0073] 另一方面,在由解析电路 122 检测到被检体 P 的异常的情况下(步骤 S102 肯定),装置主体 100 的系统控制器 124 通过控制扫描控制器 125,开始用超声波探头 101 进行的扫描处理(步骤 S103)。其结果,通过超声波探头 101、收发单元 126、B 模式处理单元 127、多普勒模式处理单元 128、坐标变换电路 129、图像合成电路 130 等进行处理,装置主体 100 生成超声波图像(步骤 S104)。

[0074] 并且,系统控制器 124 将在步骤 S102 中检测到异常的心电图数据与在步骤 S104 中生成的超声波图像相对应地保存到内部存储装置 131(步骤 S105)。并且,系统控制器 124 向服务器装置 12 发送在内部存储装置 131 中保存的心电图数据与超声波图像的组合(步骤 S106)。

[0075] 如上述这样,根据第一实施方式,超声波探头 101 能够安装到被检体 P 上。

[0076] 此外,根据第一实施方式,由于能够进行使用心电图及超声波图像的复合的诊察,

所以即使是随着被检体 P 的体位变化或身体运动而心电图的波形紊乱的情况下,也能够提高医生的诊断精度。

[0077] 另外,在上述第一实施方式中,表示了诊断装置 1 在通过心电图的解析检测到异常的情况下生成超声波图像的例子。但是,诊断装置 1 也可以在心电图的解析结果中没有检测到异常的情况下也生成超声波图像。例如,诊断装置 1 也可以每当经过规定的时间开始通过超声波探头 101 的扫描处理,来生成超声波图像。

[0078] 此外,例如诊断装置 1 也可以在成为特定的时刻的情况下生成超声波图像。例如,一般已知心率不齐和冠状动脉痉挛的冠状动脉痉挛性心绞痛与劳作无关而在晚上及早上较多发生,有时在医院内的心电图检查及负荷心电图检查中无法诊断出。所以,诊断装置 1 也可以在晚上及早上集中进行使超声波探头 101 开始扫描处理的处理。由此,诊断装置 1 有时能够生成能够进行被检体 P 的冠状动脉痉挛性心绞痛等的诊断的超声波图像。

[0079] 此外,在如上述例子那样、将诊断装置 1 用于定期生成超声波图像的用途、或在特定的时间带中生成超声波图像的用途的情况下,诊断装置 1 也可以不具有心电描记器系统。具体而言,诊断装置 1 也可以不具有图 9 所例示的霍尔特氏心电描记器探头 111、霍尔特氏心电描记器系统 121、解析电路 122 及书签电路 123。

[0080] 此外,在上述第一实施方式中,表示了诊断装置 1 在通过心电图的解析检测到异常发生的情况下、在从异常发生时刻开始到经过规定时间为止的期间进行通过超声波探头 101 的扫描处理的例子。但是,诊断装置 1 也可以在检测到异常发生的情况下进行通过超声波探头 101 的扫描处理,直到生成规定数量的超声波图像为止。

[0081] 此外,在上述第一实施方式中,诊断装置 1 也可以通过将心电图解析来确定心时相,以特定的心时相的定时间歇地进行通过超声波探头 101 的扫描处理。并且,诊断装置 1 也可以将间歇地生成的超声波图像、和在生成该超声波图像时得到的心电图发送到服务器装置 12。此时,服务器装置 12 也可以将从诊断装置 1 发送的超声波图像及心电图实时地解析,在检测出心脏壁的变动异常等的情况下,将异常发生时刻作为日志保存到规定的存储器。

[0082] 此外,在上述第一实施方式中,诊断装置 1 也可以在超声波探头 101 如图 8 中例示那样是 2 维超声波探头的情况下,取得作为 3 维医用图像数据的体数据。

[0083] 此外,在上述第一实施方式中,也可以是,诊断装置 1 的系统控制器 124 在由解析电路 122 检测到异常的次数超过了规定次数的情况下、或由解析电路 122 检测到异常连续了规定时间的情况下,向医生等保持的便携终端等通过邮件等通知警告。

[0084] 此外,在上述第一实施方式中,诊断装置 1 也可以代替霍尔特氏心电描记器探头 111 而具有能够取得被检体 P 的脉搏的腕表型的脉搏计测装置。在此情况下,解析电路 122 例如在脉搏不是规定的阈值范围内的情况下,判断为在被检体 P 中发生了异常。

[0085] 此外,在上述第一实施方式中,也可以是,图 9 中例示的收发单元 126、B 模式处理单元 127、多普勒模式处理单元 128、坐标变换电路 129、图像合成电路 130 等以省电模式(待机状态)动作,在由解析电路 122 检测到异常的情况下,按照系统控制器 124 的控制,从省电模式(待机状态)成为通常的供电模式进行动作。

[0086] 此外,在上述第一实施方式中,诊断装置 1 也可以不生成超声波图像,而将由超声波探头 101 接收到的反射波信号向服务器装置 12 发送。在此情况下,超声波探头 101 也可

以不具有在图 9 中例示的 B 模式处理单元 127、多普勒模式处理单元 128、坐标变换电路 129 及图像合成电路 130。由此,超声波探头 101 能够更小型化。此外,在此情况下,服务器装置 12 具有与图 9 所例示的 B 模式处理单元 127、多普勒模式处理单元 128、坐标变换电路 129 及图像合成电路 130 同等的功能,使用从诊断装置 1 接收到的反射波信号生成超声波图像。

[0087] 此外,在上述例子中,诊断装置 1 也可以根据由超声波探头 101 接收到的反射波信号生成到原始数据,将所生成的原始数据向服务器装置 12 发送。在此情况下,超声波探头 101 也可以不具有图 9 所例示的坐标变换电路 129 及图像合成电路 130。此外,在此情况下,服务器装置 12 具有与在图 9 中例示的坐标变换电路 129 及图像合成电路 130 同等的功能,使用从诊断装置 1 接收到的原始数据生成超声波图像。在该例的情况下,由于由 B 模式处理单元 127 或多普勒模式处理单元 128 生成的原始数据与反射波信号相比数据尺寸较小,所以能够防止诊断装置 1 与接入点 11 之间的通信频带的紧张,同样,能够防止接入点 11 与服务器装置 12 之间的通信频带的紧张。

[0088] 此外,在上述例子中,诊断装置 1 也可以向医生或护士等使用的台式个人计算机、笔记本型个人计算机、或平板电脑型的个人计算机、或便携终端等进行发送。此外,诊断装置 1 也可以不是发送心电图与超声波图像的组合,而对服务器装置 12 或医生等使用的个人计算机等仅发送心电图,也可以仅发送超声波图像。此外,诊断装置 1 也可以发送在由解析电路 122 检测到异常的时点的前后得到的心电图与超声波图像的组合。

[0089] (第二实施方式)

[0090] 在上述第一实施方式中,使用图 3 ~ 图 8,对薄型且平板状的超声波探头 101 的形状进行了说明。但是,与诊断装置 1 连接的超声波探头的形状并不限于上述第一实施方式所示的形状。所以,在第二实施方式中,对超声波探头的其他形状例进行说明。

[0091] [倾斜面]

[0092] 在上述第一实施方式中,表示了超声波探头具有将上面及下面大致平行地形成的大致长方体的外包装盒 103 的例子。但是,超声波探头也可以具有两个面不平行形成的外包装盒。对于这一点使用图 11 及图 12 进行说明。图 11 是表示有关变形例 1 的超声波探头 201 的外观放大图。此外,图 12 是表示图 11 的 I2 - I2 线的超声波探头 201 的剖视图。

[0093] 如图 11 所示,有关变形例 1 的超声波探头 201 的与被检体 P 接触的接触面 204 形成倾斜面。具体而言,在图 12 所示的例子中,在超声波探头 201 的外包装盒 203 中,与连接有电缆 102 的侧面部 203a 的厚度 F11 相比,位于侧面部 203a 的相反侧的侧面部 203b 的厚度 F12 更大,形成为越是从侧面部 203a 朝向侧面部 203b 越变厚的形状。即,有关变形例 1 的超声波探头 201 在图 11 所示的例子中,在作为相对于下面不平行的倾斜面的接触面 204 的一部分上,形成有具有与下面大致平行的底面 105b 的开口部 205a,在该开口部 205a 的底面 205b 上固定着声透镜 105。

[0094] 图 13 是表示固定在被检体 P 上的有关变形例 1 的超声波探头 201 的外观图。如图 13 所示,在有关变形例 1 的超声波探头 201 固定在被检体 P 上的情况下,对应于接触面 204 的倾斜,从声透镜 105 发射的超声波的方向倾斜。由此,有关变形例 1 的超声波探头 201 即使是具有不能够摆动的压电元件的情况,也能够对应于外包装盒 203 的上面与下面所成的角度而将超声波向相对于体表大致垂直以外的方向发送。另外,如图 13 所示,在被检体 P 与超声波探头 201 的声透镜 105 之间涂敷超声波用胶加以填埋。

[0095] [凹陷]

[0096] 此外,在上述第一实施方式中,表示了超声波探头具有平面状的上面及下面大致平行地形成的大致长方体的外包装箱 103 的例子。但是,超声波探头也可以具有在上面及下面中的设置有声透镜 105 的接触面上形成有与被检体 P 的突起部(骨等)卡合的凹部的外包装箱。关于这一点,使用图 14 及图 15 进行说明。图 14 是表示有关变形例 2 的超声波探头 301 的外观放大图。此外,图 15 是表示图 14 的 I3 - I3 线的超声波探头 301 的剖视图。

[0097] 如图 14 及图 15 所示,有关变形例 2 的超声波探头 301 具有在与被检体 P 接触的接触面 304 上形成有作为大致直线状的凹陷的凹部 304a 及 304b 的外包装箱 303。在图 14 及图 15 所示的例子中,外包装箱 303 在夹着声透镜 105 的位置上形成凹部 304a 和凹部 304b。如果更具体地说明,则在图 15 所示的例子中,超声波探头 301 的外包装箱 303 在连接有电缆 102 的侧面部 303a 与声透镜 105 的位置之间形成凹部 304a,在位于侧面部 303a 的相反侧的侧面部 303b 与声透镜 105 的位置之间形成凹部 304b。凹部 304a 及 304b 是从接触面 304 向下面(底面)方向弯曲的凹陷,与被检体 P 的突起部卡合。

[0098] 这样的超声波探头 301 由于是凹部 304a 及 304b 容易嵌入到肋间的形状,所以容易固定到被检体 P 上。具体而言,超声波探头 301 由于具有在声透镜 105 的两端形成有凹部 304a 及 304b 的外包装箱 303,所以在图 7 所示的例子中,凹部 304a 及 304b 位于被检体 P 的肋骨。因此,超声波探头 301 容易固定到被检体 P 上,结果,能够将被检体 P 内的固定的部位(例如心脏)稳定地摄影。

[0099] [适配器]

[0100] 此外,在上述第一实施方式中,表示了超声波探头具有平面状的上面及下面大致平行地形成的大致长方体的外包装箱 103 的例子。但是,超声波探头也可以具有设置有向远离接触面的方向延伸自如的延伸部件(即,至少层叠了 1 个以上的多个平板状的粘接部件)的外包装箱。关于这一点,使用图 16 进行说明。图 16 是表示有关变形例 4 的超声波探头 401 的剖视图。

[0101] 如图 16 所示,有关变形例 3 的超声波探头 401 在外包装箱 403 的接触面 404 中的至少中央部以外的面上,作为向远离接触面 404 的方向延伸自如的延伸部件而设有适配器 404a 及 404b。在图 16 所示的例子中,在外包装箱 403 的接触面 404 中的夹着声透镜 105 的位置上设有适配器 404a 和适配器 404b。如果更具体地说明,则在图 16 所示的例子中,适配器 404a 设在外包装箱 403 的接触面 404 中的、连接有电缆 102 的外包装箱 403 的侧面部 403a 与声透镜 105 的位置之间。此外,适配器 404b 设在外包装箱 403 的接触面 404 中的、位于侧面部 403a 的相反侧的侧面部 403b 与声透镜 105 的位置之间。

[0102] 该适配器 404a 及 404b 是在外包装箱 403 的厚度方向上伸缩自如的部件。例如,适配器 404a 及 404b 如图 16 所示的例子那样,将直径不同的多个圆柱部件伸缩自如地连结。在图 16 所示的例子中,表示圆柱部件彼此以最小的重叠范围重叠的伸状态的适配器 404a 及 404b。

[0103] 有关这样的变形例 3 的超声波探头 401 即使是具有不能摆动的压电元件的情况,也能够对应于适配器 404a 和适配器 404b 的伸缩状态而将超声波向相对于体表大致垂直以外的方向发送。进而,超声波探头 401 通过使适配器 404a 及 404b 的伸缩状态变动,能够调整超声波的发射方向。另外,与图 13 的例子同样,在被检体 P 与超声波探头 401 的声透镜

105 之间涂敷超声波用胶加以填埋。

[0104] 另外,这里省略了图示,但上述有关变形例 3 的超声波探头 401 也可以代替适配器 404a 和适配器 404b 而设置有伸缩部件或弹性部件。由此,在通过固定带等将超声波探头 401 压接在被检体 P 的体表上的情况下,能够通过伸缩部件等的形状变化来调整接触面 404 与体表的角度的。因此,与图 13 的例子同样,能够将超声波向相对于体表大致垂直以外的方向发送。在此情况下,通过在角度调整中同时采用弹性部件的硬度即形状变化率不同的部件来修正倾斜角度,与图 16 的例子同样,能够进行微调,以向大致垂直以外的希望的方向发送超声波。另外,与图 13 的例子同样,在被检体 P 与超声波探头 401 的声透镜 105 之间涂敷超声波用胶加以填埋。

[0105] 此外,这里省略了图示,但上述有关第一实施方式的超声波探头 101 也可以在接触面 104 上粘贴厚度不同的粘接垫。如果是该情况,也能够与图 13 的例子同样,将超声波向相对于体表大致垂直以外的方向发送。除此以外,还能够通过变更粘接垫的厚度来容易地修正倾斜角度,所以与图 16 的例子同样,能够进行微调以向大致垂直以外的希望的方向发送超声波。另外,与图 13 的例子同样,在被检体 P 与超声波探头 401 的声透镜 105 之间涂敷超声波用胶加以填埋。

[0106] 此外,上述超声波探头 101、201、301 或 401 的形状并不限定于上述例子。例如,在上述例子中,表示了外包装箱的面(接触面等)是大致四边形的例子,但外包装箱的面也可以是圆形、椭圆形或梯形等的任意的形状。此外,例如在上述例子中,表示了声透镜 105 设在接触面的中央附近的例子,但声透镜 105 也可以设在接触面的中央附近以外的区域中。

[0107] 此外,例如在上述图 11 所示的例子中,表示了外包装箱 203 的接触面 204 与底面成规定的角度的例子,但在超声波探头 201 中,接触面 204 与底面也可以大致平行。在此情况下,只要图 12 所示的开口部 205a 的底面 205b 与外包装箱 203 的接触面 204 是成规定的角度的关系就可以。如果是这样的情况下,也能够将超声波向相对于体表大致垂直以外的方向发送。

[0108] 此外,例如在上述图 14 所示的例子中,表示了在外包装箱 303 的接触面 304 上形成大致直线状的凹部 304a 及 304b 的例子。但是,凹部 304a 及 304b 也可以不是大致直线状,只要能够与被检体 P 的突起部(骨等)卡合,是任何形状都可以。

[0109] 此外,上述图 11 ~ 图 13 及图 16 等中表示的、超声波的发送方向可控制的超声波探头适用于 1 维超声波探头是有效的。即,1 维超声波探头中虽然超声波的发送方向被固定,但通过做成图 11 ~ 图 13 或图 16 等所示的结构,能够控制超声波的发送方向。

[0110] [放置型]

[0111] 此外,在使用上述图 1 ~ 图 16 说明的实施方式中,表示了以诊断装置 1 被被检体 P 携带为前提的例子。但是,诊断装置 1 也可以是不由被检体 P 携带的放置型。具体而言,上述诊断装置 1 中的超声波探头 101 及霍尔特氏心电图描记器探头 111 也可以由被检体 P 携带,但关于装置主体 100,也可以不被被检体 P 携带而放置在医疗室等中。

[0112] 以下,关于放置型的诊断装置 1 的实施方式,以超声波负荷试验(stress echo)为例进行说明。近年来,以局部缺血性心脏病等的心脏疾患的检查为目的,有进行称作超声波负荷试验的检查的情况。超声波负荷试验是用来对心脏施加负荷调查在安静时不能确认的心肌的运动及血液的流动的变化了的超声波检查,有运动负荷心电图试验和药剂负荷心电图

试验。前者通过使患者分几阶段进行不同的负荷的运动而取得,后者将药剂(例如多巴酚丁胺)的量分几阶段改变的同时,提升心搏数和血压。在不能运动的状态的患者中进行药剂负荷,但多数情况下实施不使用药剂的、安全性较高的运动负荷。在该运动负荷心电图试验检查中,在如上述那样使被检体 P 进行运动后,通过将超声波探头抵接在被检体 P 上,将超声波图像作为运动图像或静止图像群而至少记录 1 心搏以上,通过将心电描记器探头安装到被检体 P 上来记录心电图。这里,在运动负荷心电图试验中,要求从被检体 P 进行运动开始到经过规定时间(例如 90 秒等)为止记录超声波图像或心电图。即,医生等操作者需要针对运动后的被检体 P 立即将超声波探头抵接在被检体 P 上、或将心电描记器探头安装到被检体 P 上。并且,为了记录超声波图像,需要将超声波探头抵接在被检体 P 上以对观察对象的部位(心脏等)照射超声波,所以对于进行超声波负荷试验的操作者要求较高的技术。

[0113] 但是,在使用有关上述实施方式的放置型的诊断装置 1 的情况下,操作者能够不被要求较高的技术而容易地记录超声波图像或心电图。具体而言,在将有关实施方式的超声波探头 101 及霍尔特氏心电描记器探头 111 安装在被检体 P 上的状态下,使该被检体 P 进行运动。并且,操作者在被检体 P 进行运动后,通过操作装置主体 100,能够立即记录运动后的被检体 P 的超声波图像或心电图。此外,如上述那样,有关实施方式的超声波探头 101 通过与肋间等嵌合而固定到被检体 P 上,所以即使是被检体 P 运动的情况下也能够防止发生位置偏差。因此,操作者能够花费时间将超声波探头 101 安装到运动前的被检体 P 上以对观察对象的部位(心脏等)照射超声波。并且,操作者即使是被检体 P 运动的情况下也能够不调整超声波探头 101 的安装位置而记录观察对象的超声波图像。

[0114] 这样,上述诊断装置 1 中,即使装置主体 100 是放置型,由于超声波探头 101 及霍尔特氏心电描记器探头 111 固定在被检体 P 上,所以也能够超声波负荷试验等中高精度地实现高效率的检查。此外,通过将超声波探头 101 安装到被检体 P 的相同的部位,能够多次记录相同的观察对象的超声波图像,所以上述诊断装置 1 能够作为再现性较高的超声波诊断装置加以利用。

[0115] 另外,上述诊断装置 1 也可以具有多个超声波探头 101。在此情况下,操作者在存在多个观察对象的情况下,通过将各超声波探头 101 安装到被检体 P 上以对各观察对象照射超声波,能够 1 次记录多个超声波图像。例如,在运动负荷心电图试验中,在记录能够从称作心脏用声窗口的心尖窗口(Apical Window)或胸骨旁窗口(Parasternal Window)等的肋间的多个观察位置观察的心脏的特定截面的超声波图像的情况下,在运动后的规定时间内将超声波探头以适当的角度抵接在各观察位置上需要技术,所以根据情况,有可能需要使被检体 P 进行多次运动。但是,在有关实施方式的诊断装置 1 中,由于能够 1 次记录多个超声波图像,所以能够不使被检体 P 多次进行运动而实现超声波负荷试验。另外,在来自各个探头的超声波反射波干涉那样的情况下,进行将其分别依次切换收发的时间差控制。

[0116] [自动运动负荷心电图试验]

[0117] 在上述中,表示了在被检体 P 进行运动后、操作者通过操作装置主体 100 来进行运动负荷心电图试验的例子。但是,装置主体 100 也可以通过检测被检体 P 的运动结束的时刻,自动地记录刚运动后的超声波图像或心电图。关于这一点,使用图 17 具体地说明。图 17 是表示由有关实施方式的诊断装置 1 实施的运动负荷心电图试验检查的一例的图。

[0118] 在图 17 所示的例子中,假设由霍尔特氏心电描记器探头 111 记录了心电图波形

W10。此外,假设超声波图像 G11 ~ G13 及 G21 ~ G23 是在心电图波形 W10 中检测到 R 波的时刻生成的。装置主体 100 的系统控制器 124 仅对于在心电图波形 W10 中检测到 R 波的时刻,通过控制扫描控制器 125 来间歇地生成超声波图像。另外,这里表示了每当检测到 R 波时依次生成超声波图像的例子,但装置主体 100 也可以在经过规定时间(例如 1 分钟)、并且检测到 R 波的定时间歇地生成超声波图像。

[0119] 并且,装置主体 100 通过将这样的超声波图像 G11 ~ G13 及 G21 ~ G23 解析,判断被检体 P 是否是运动中。具体而言,由于心脏进行伸缩运动,所以即使是被检体 P 不进行运动的情况下,心脏的形状及位置也变化。但是,在检测到各 R 波的定时,只要被检体 P 不进行运动,就可以认为心脏的形状及位置大致相同。所以,装置主体 100 通过将在检测到各 R 波的定时生成的超声波图像间的运动矢量等解析(例如利用相互相关处理等),检测心脏的形状或位置是否变化。并且,装置主体 100 在运动矢量的大小比规定值小的情况下,判断为被检体 P 没有运动,在运动矢量的大小是规定值以上的情况下,判断为被检体 P 正在运动。

[0120] 例如,在图 17 所示的例子中,假设与各 R 波对应的超声波图像 G11 ~ G13 是连续生成的。在该例的情况下,描绘在超声波图像 G11 ~ G13 上的心脏的位置大致是相同的。因此,装置主体 100 在生成超声波图像 G11 ~ G13 的时刻心脏的位置不运动,所以能够判断为被检体 P 没有运动。

[0121] 此外,例如在图 17 所示的例子中,假设与各 R 波对应的超声波图像 G21 ~ G23 是连续生成的。在该例的情况下,描绘在超声波图像 G21 ~ G23 上的心脏的位置分别不同。因此,装置主体 100 在生成超声波图像 G21 ~ G23 的时刻心脏的位置运动,所以能够判断为被检体 P 正在运动。

[0122] 这样,装置主体 100 通过将心电图波形 W10 中的各 R 波对应的超声波图像解析,来判断被检体 P 是否是运动中。并且,100 在从被检体 P 正在运动的状态成为不运动的状态时,连续生成超声波图像。即,装置主体 100 从在检测到 R 波的定时间歇地生成超声波图像的状态成为与检测到 R 波的定时无关地连续生成超声波图像的状态。在此情况下,收集至少 1 个心搏以上的运动图像或静止图像群并保存。上述收集时间或心搏数能够事前由用户指定。此外,根据需要,在收集期间中还并行判断被检体 P 是否正在运动,在收集期间中检测到被检体 P 的运动的情况下,将该运动图像或静止图像群丢弃或附加表示有运动的信息,同时在画面上向用户通知。

[0123] 由此,装置主体 100 在运动中的被检体 P 停止的情况下,自动地连续生成超声波图像,所以操作者不操作装置主体 100 而能够自动地实施超声波负荷试验的检查。

[0124] 另外,判断上述被检体 P 的运动有无的处理既可以由装置主体 100 的系统控制器 124 进行,也可以由装置主体 100 具备的专用芯片或专用程序进行。此外,在上述例子中,表示了检测到 R 波的定时生成超声波图像的例子,但装置主体 100 也可以在检测到 P 波、Q 波、S 波、T 波、U 波等的其他波的定时、或距容易检测到的波的任意的延迟时间的定时生成超声波图像。

[0125] 如以上说明,根据第一及第二实施方式,能够将超声波探头附着在被检体上。

[0126] 说明了本发明的一些实施方式,但这些实施方式是作为例子提示的,并不意味着限定发明的范围。这些实施方式能够以其他各种各样的形态实施,在不脱离发明的主旨的范围内,能够进行各种省略、替代、变更。这些实施方式及其变形包含在发明的范围及主旨

中,同样包含在权利要求书所记载的发明和其等价的范围中。

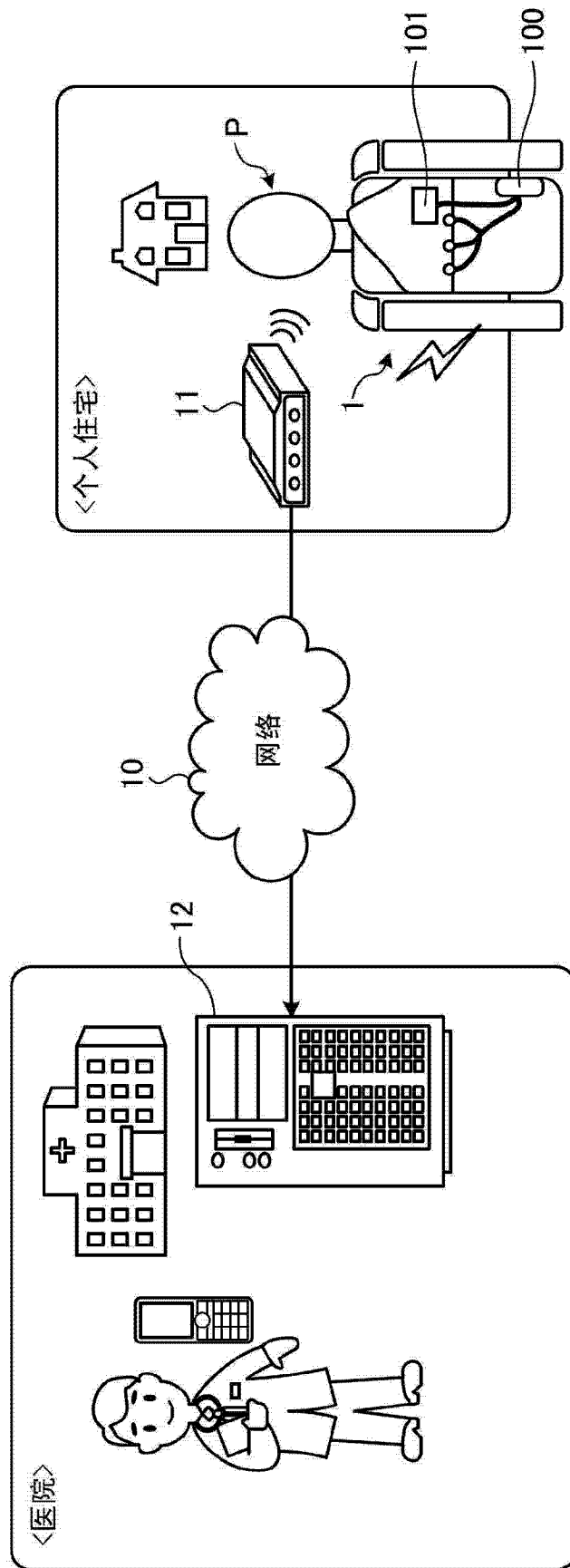


图 1

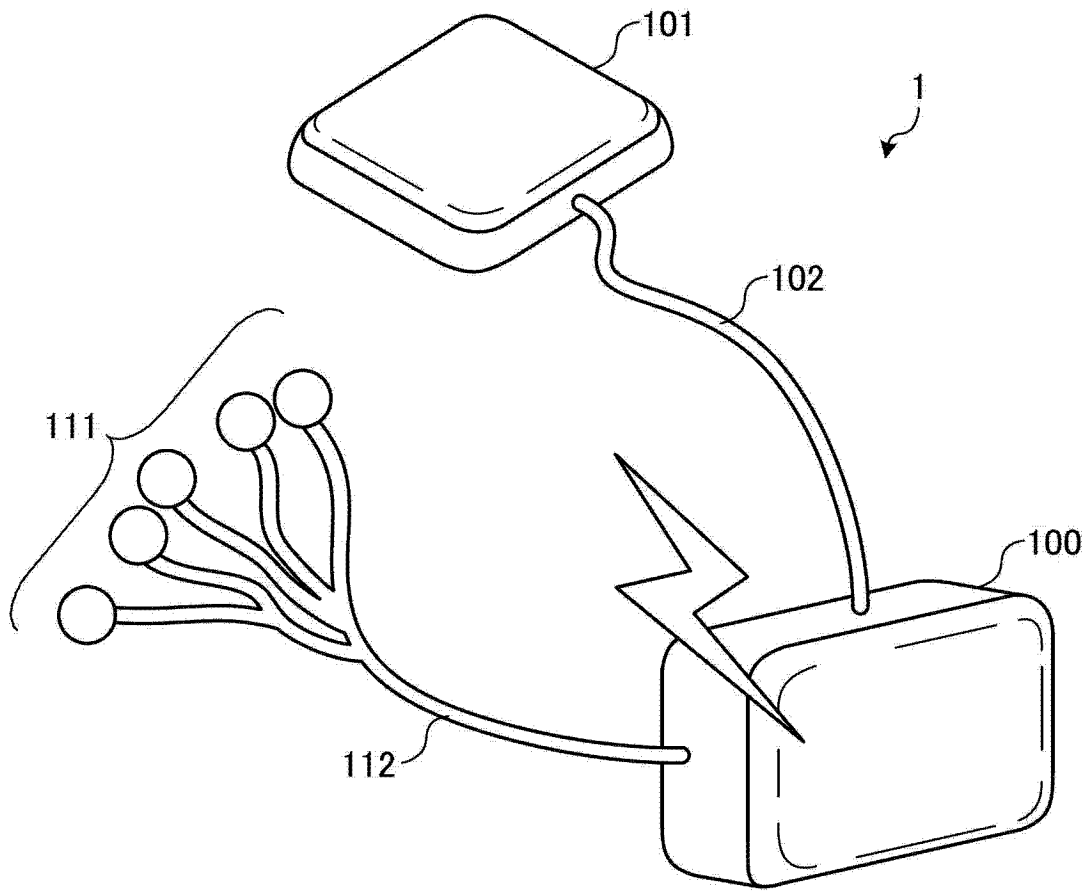


图 2

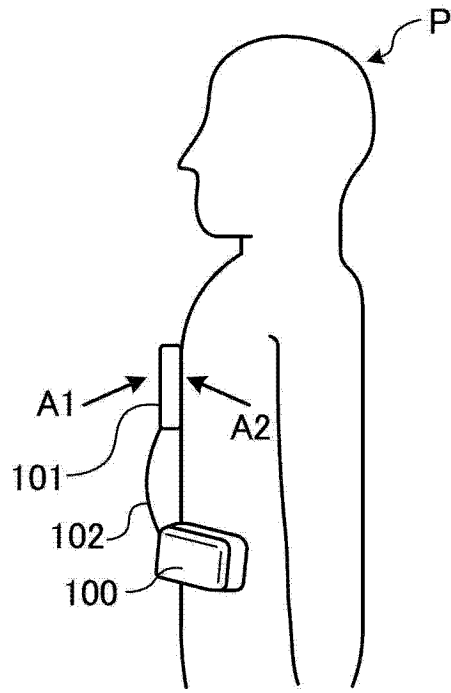


图 3

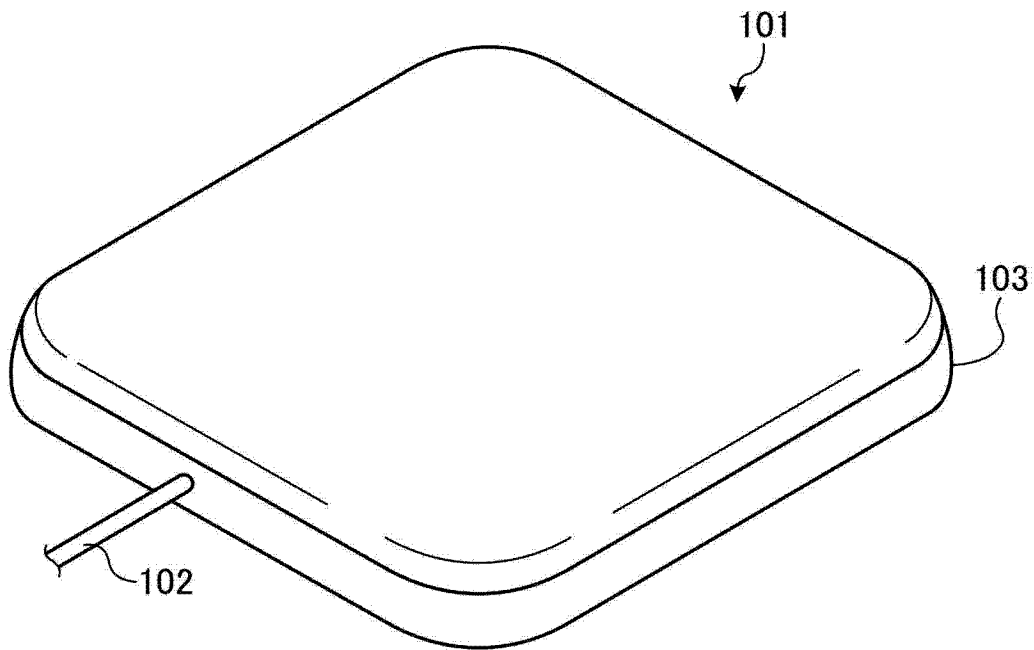


图 4

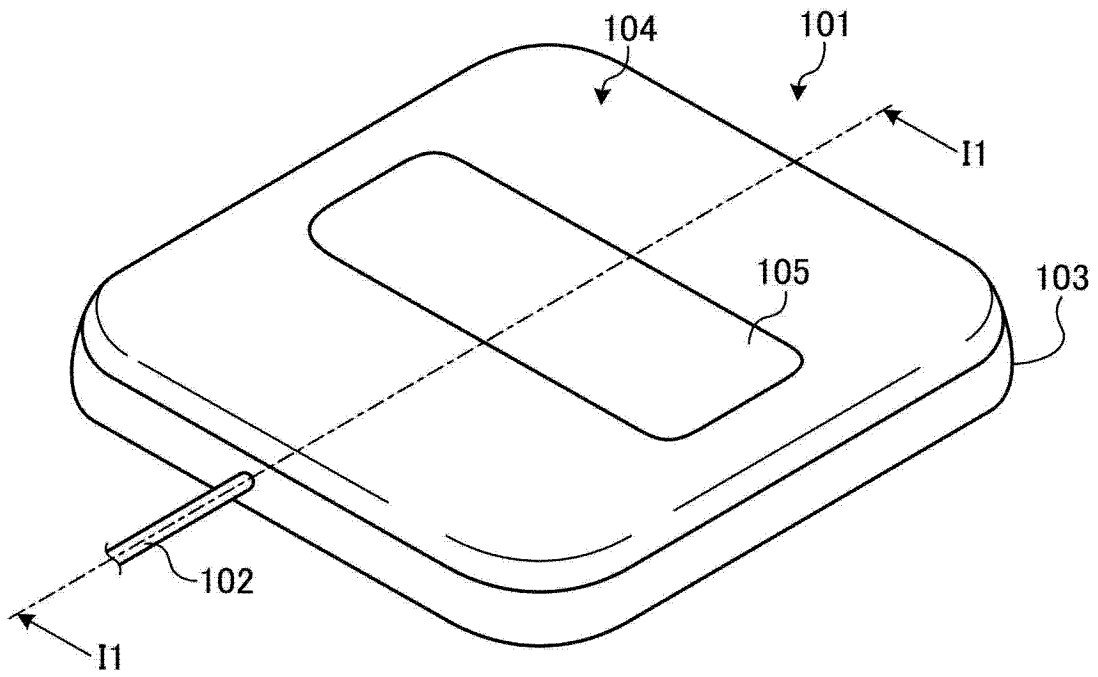


图 5

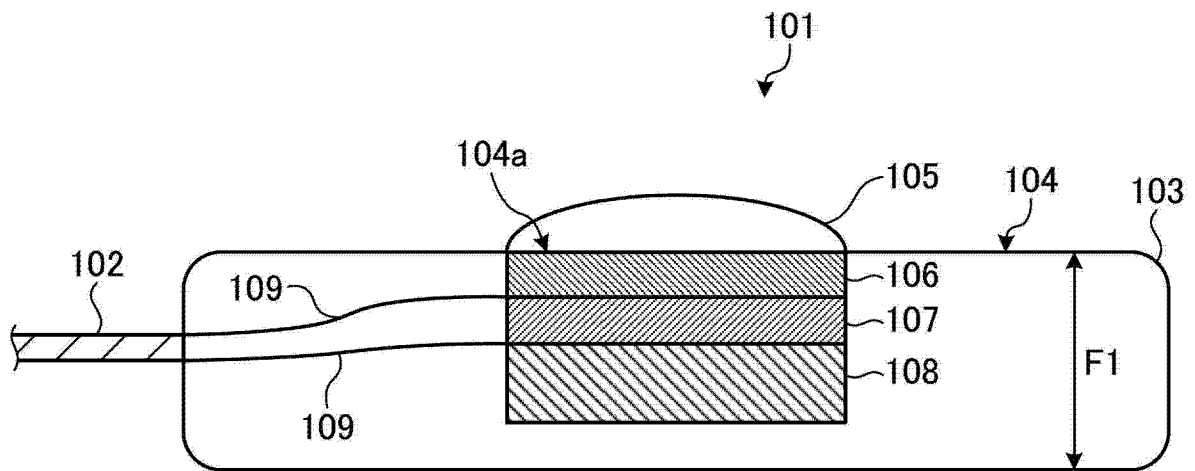


图 6

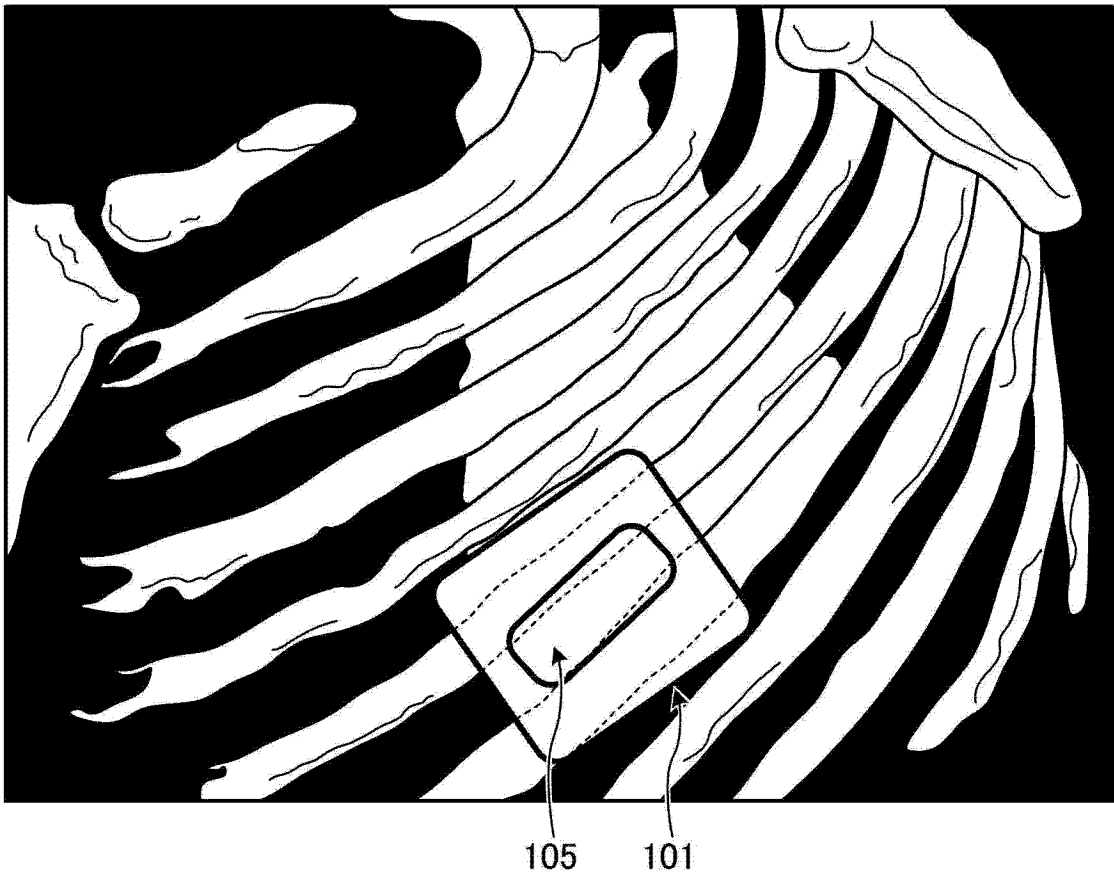


图 7

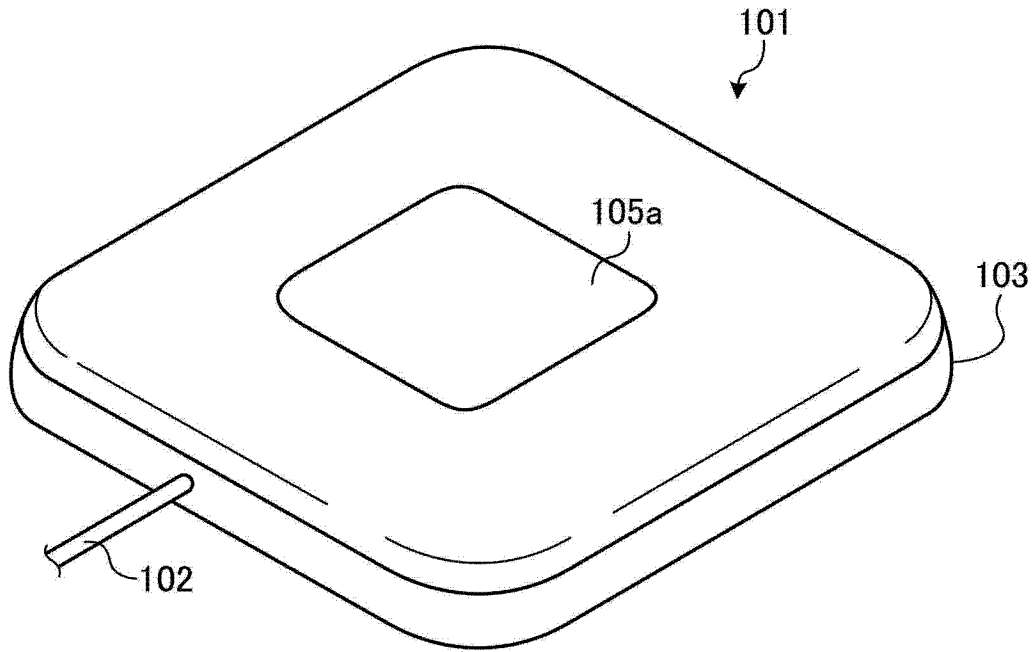


图 8

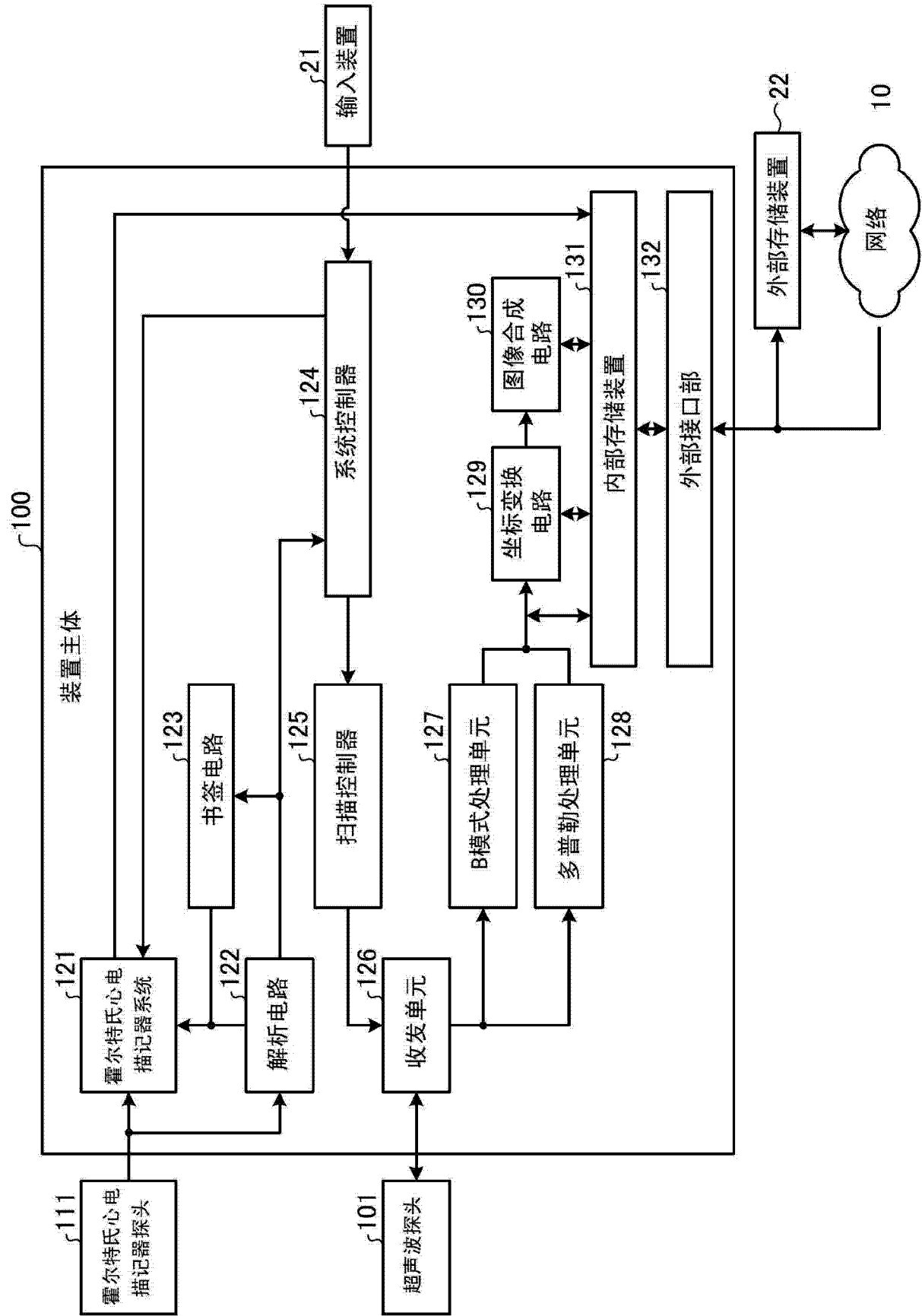


图 9

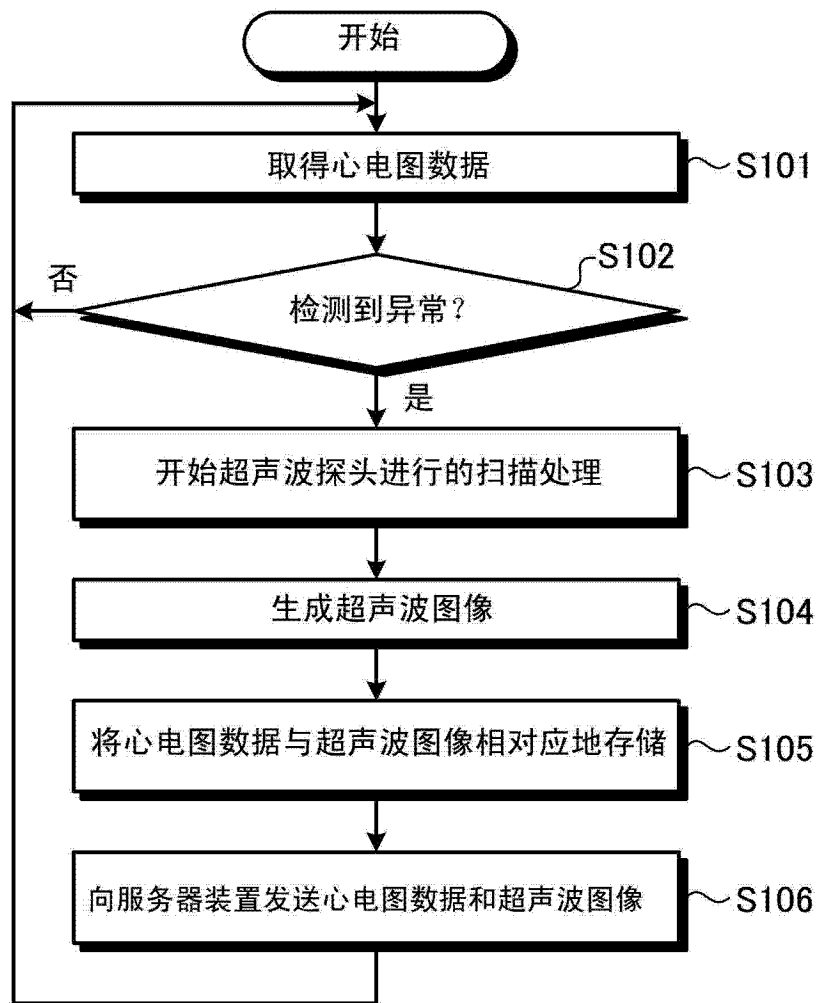


图 10

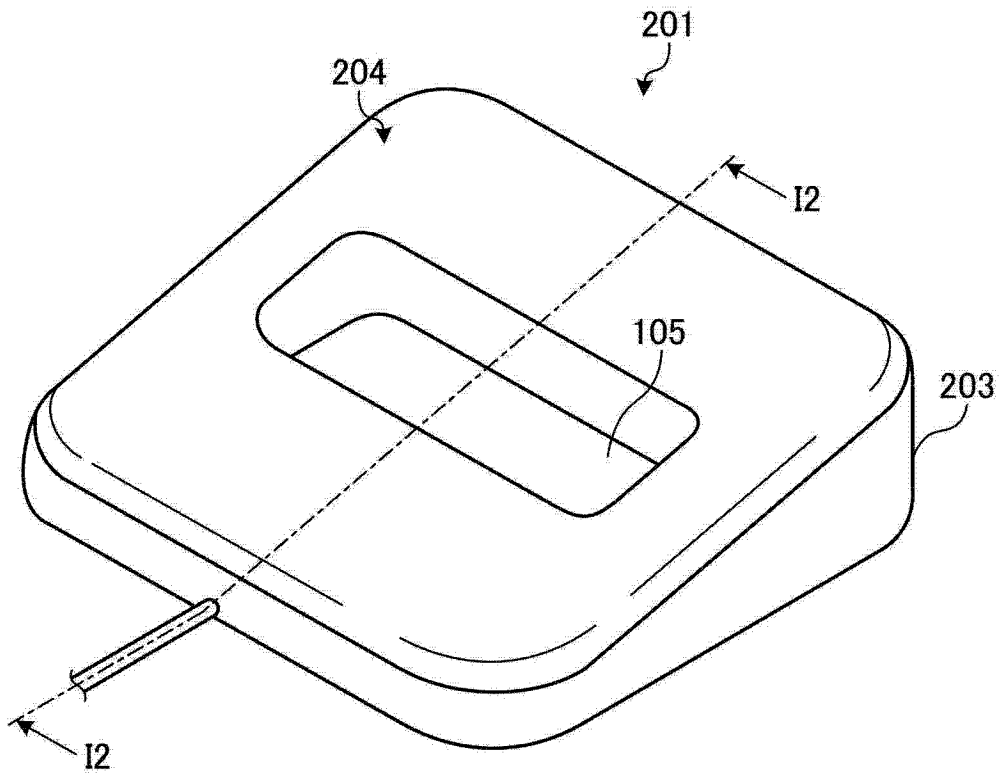


图 11

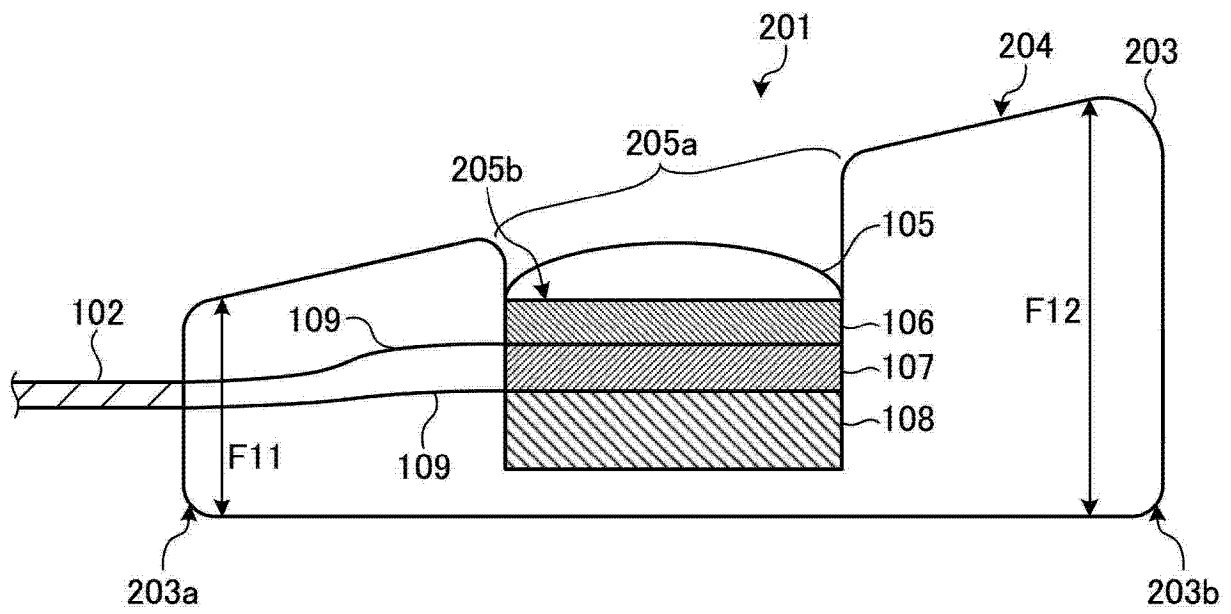


图 12

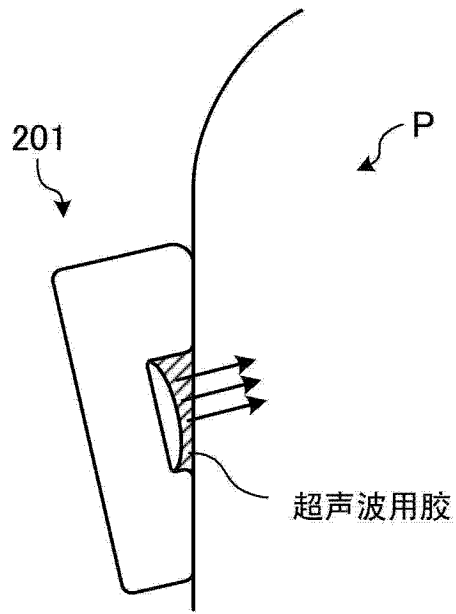


图 13

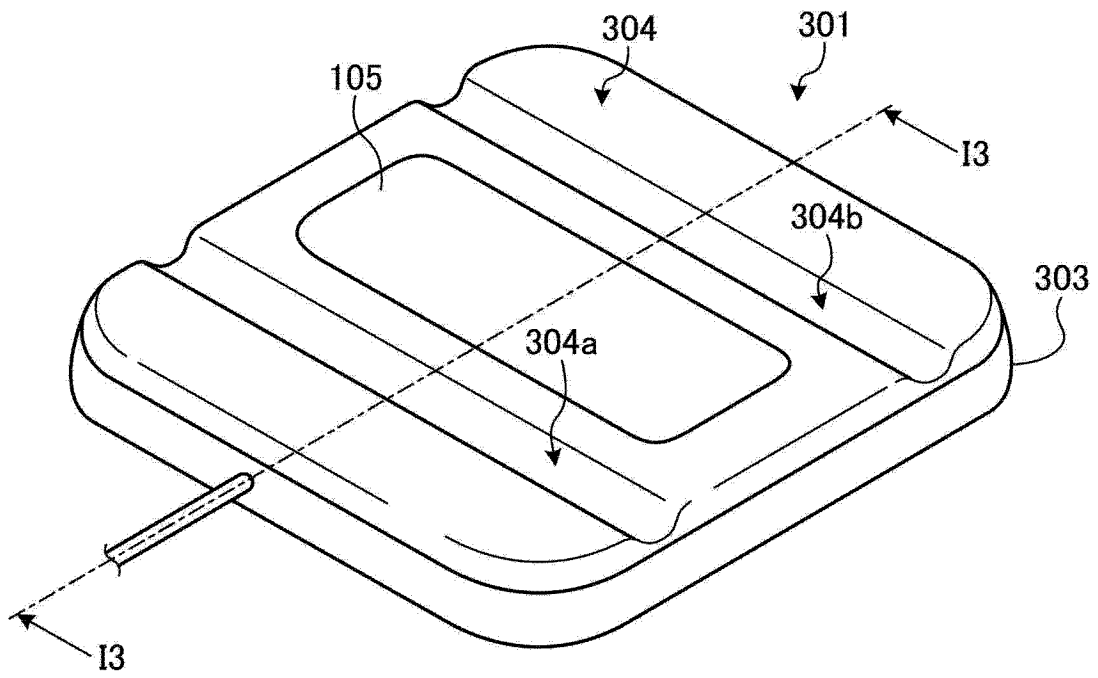


图 14

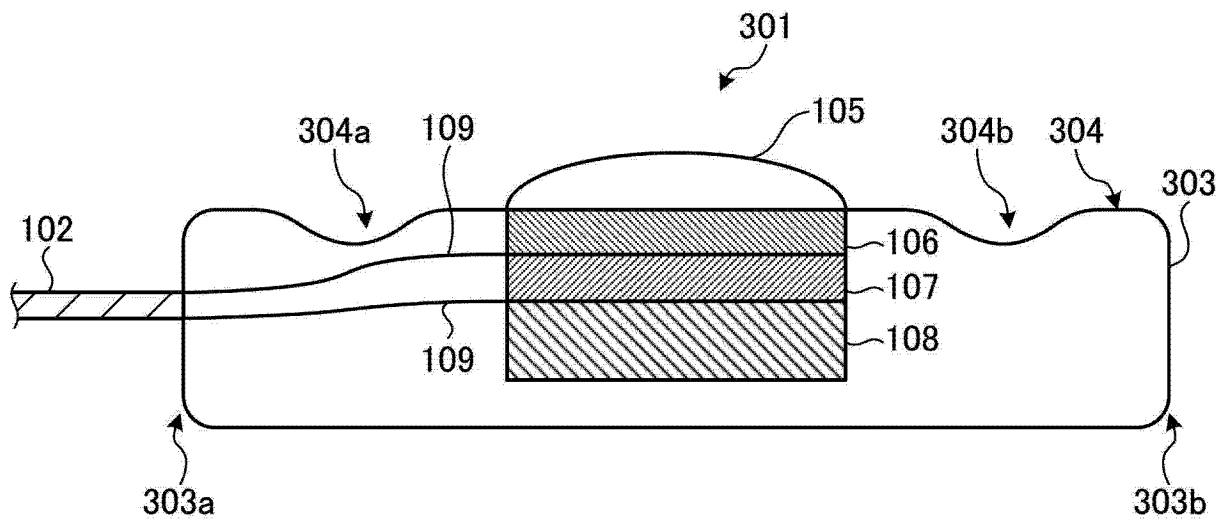


图 15

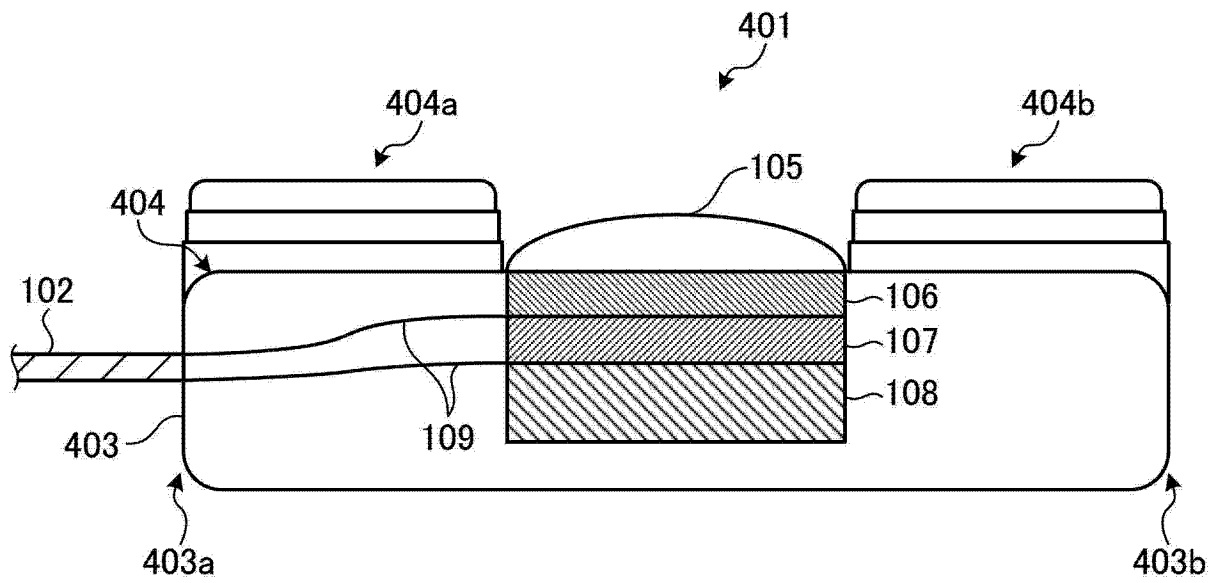


图 16

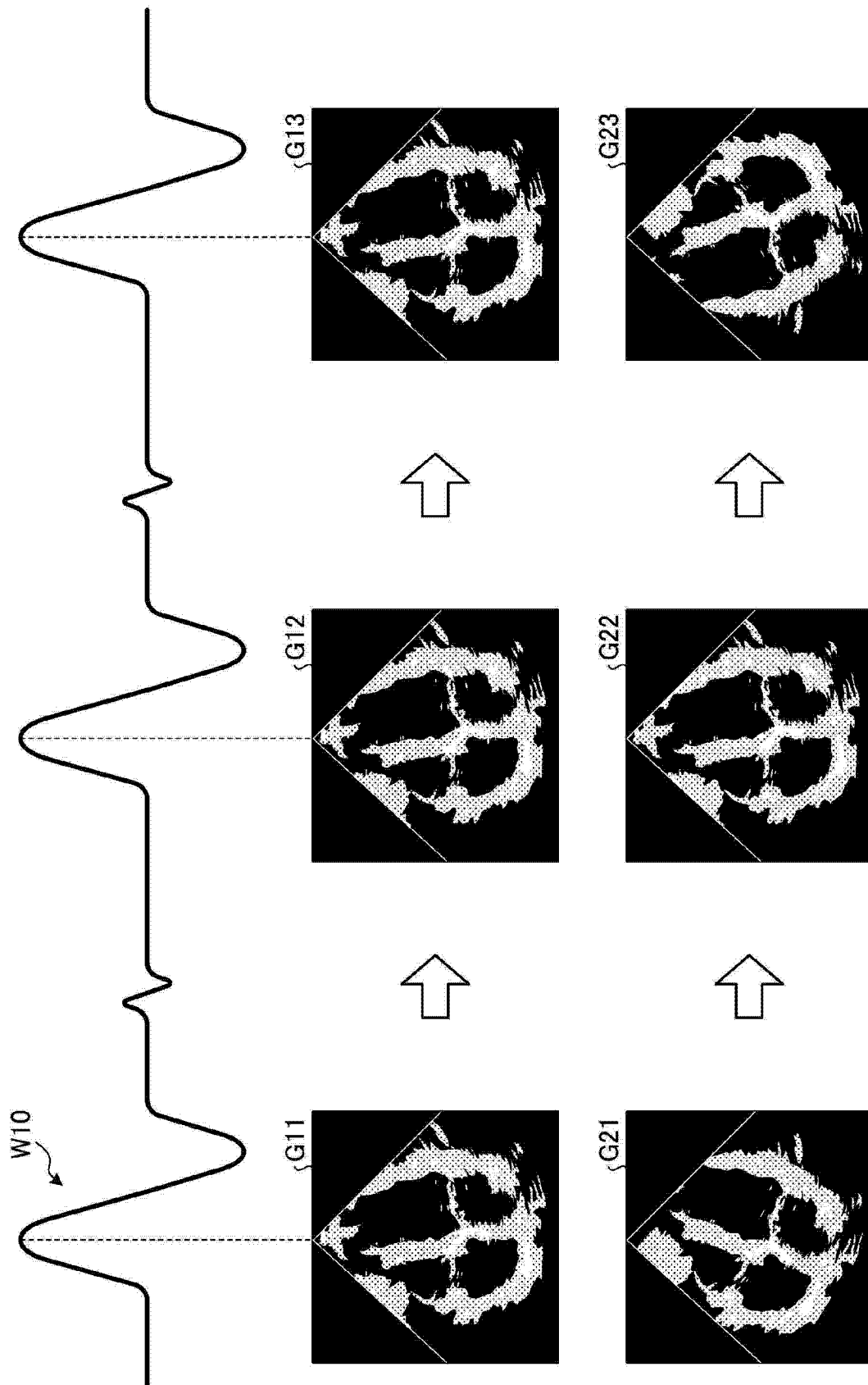


图 17

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN103153196A	公开(公告)日	2013-06-12
申请号	CN201280003098.5	申请日	2012-09-21
[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)	东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	小笠原洋一 及川大造 桥本敬介		
发明人	小笠原洋一 及川大造 桥本敬介		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/00		
CPC分类号	A61B8/4236 A61B5/0006 A61B5/0022 A61B5/04325 A61B5/0452 A61B5/6833 A61B8/02 A61B8/08 A61B8/0883 A61B8/4444 A61B8/565 A61B2505/07 A61B2560/0425 G10L2019/0002 G16H40/67		
代理人(译)	杨谦 胡建新		
优先权	2011207203 2011-09-22 JP 2012208086 2012-09-21 JP		
其他公开文献	CN103153196B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

实施方式的超声波诊断装置(1)具备超声波探头(101、201、301、401)和处理装置(100)。超声波探头(101、201、301、401)的、以附着到被检体(P)上为目的而与被检体(P)接触的接触面(104、204、304、404)形成为能够与上述被检体(P)的突起部嵌合的形状。处理装置(100)对从安装在上述被检体(P)上的上述超声波探头(101、201、301、401)对该被检体(P)发送的超声波的反射波信号进行处理。

