



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103153196 B

(45)授权公告日 2016.10.26

(21)申请号 201280003098.5

(22)申请日 2012.09.21

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 103153196 A

(43)申请公布日 2013.06.12

(30)优先权数据

2011-207203 2011.09.22 JP

2012-208086 2012.09.21 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2013.03.27

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/074262 2012.09.21

(87)PCT国际申请的公布数据

W02013/042773 JA 2013.03.28

(73)专利权人 东芝医疗系统株式会社

地址 日本栃木县

(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

代理人 杨谦 胡建新

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

审查员 赵秋芬

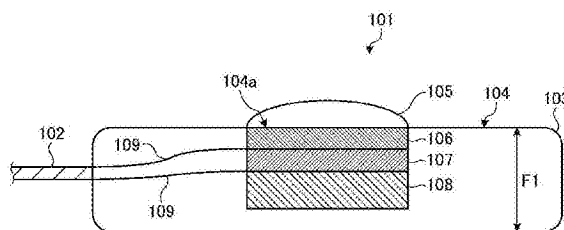
权利要求书2页 说明书13页 附图11页

(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对该被检体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的上述接触面侧向该被检体发送的超声波的反射波信号进行处理,

上述处理装置具备控制部,上述控制部进行控制,使得在事前设定的、一天中的特定时间段中每经过规定时间,使处于上述接触面与上述被检体接触的状态下的上述超声波探头开始扫描处理,从而生成超声波图像。

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个以上的平板状的附着部件,由此能够变更超声波的发送角度。

4. 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,

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,设在上述外包装盒的、被多个上述凹部夹着的位置上;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。

5. 如权利要求4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4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间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中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、具备简便的操作性的、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] 用于解决问题的手段

[0009] 技术方案的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。

[0010] 根据上述超声波诊断装置,能够将超声波探头安装到被检体上。

附图说明

[0011] 图1是表示有关第一实施方式的诊断系统的结构例的图。

[0012] 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。

[0013] 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。

[0014] 图4是表示图3的A1向视的超声波探头的外观放大图。

[0015] 图5是表示图3的A2向视的超声波探头的外观放大图。

[0016] 图6是表示图5的I1-I1线的超声波探头的剖视图。

[0017] 图7是示意地表示固定在肋间的超声波探头的状态的图。

[0018] 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。

- [0019] 图9是表示有关第一实施方式的装置主体的结构例的图。
- [0020] 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。
- [0021] 图11是表示有关变形例1的超声波探头的外观放大图。
- [0022] 图12是表示图11的I2—I2线的超声波探头的剖视图。
- [0023] 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。
- [0024] 图14是表示有关变形例2的超声波探头的外观放大图。
- [0025] 图15是表示图14的I3—I3线的超声波探头的剖视图。
- [0026] 图16是表示有关变形例3的超声波探头的剖视图。
- [0027] 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

[0028] (第一实施方式)

[0029] 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。

[0030] 诊断装置1是与由被检体P携带的霍尔特氏心电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。

[0031] 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。

[0032] 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通过进行使用了心电图的解析,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。

[0033] 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。

[0034] 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。

[0035] 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。

[0036] 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。

[0037] 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。

[0038] 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。

[0039] 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的运动的形状。关于这一点使用图4及图5进行说明。

[0040] 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。

[0041] 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。

[0042] 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。

[0043] 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。

[0044] 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。

[0045] 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。

[0046] 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。

[0047] 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。

[0048] 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。

[0049] 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。

[0050] 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。

[0051] 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。

[0052] 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。

[0053] 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。

[0054] 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。

[0055] 霍尔特氏心电描记器探头111通过在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。

[0056] 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。

[0057] 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。

[0058] 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。

[0059] 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。

[0060] 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。

[0061] 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。

[0062] 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。

[0063] 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。

[0064] 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)。

[0065] 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)。

[0066] 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。

[0067] 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。

[0068] 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。

[0069] 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。

[0070] 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。

[0071] 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。

[0072] 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。

[0073] 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)。

[0074] 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)。

[0075] 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)。

[0076] 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。

[0077] 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。

[0078] 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。

[0079] 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。

[0080] 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。

[0081] 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。

[0082] 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。

[0083] 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。

[0084] 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。

[0085] 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。

[0086] 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。

[0087] 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。

[0088] 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。

[0089] 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检测到异常的时刻的前后得到的心电图与超声波图像的组合。

[0090] (第二实施方式)

[0091] 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。

[0092] [倾斜面]

[0093] 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箱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箱。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。

[0094] 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形成为倾斜面。具体而言,在图12所示的例子中,在超声波探头201的外包装箱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205b的开口部205a,在该开口部205a的底面205b上固定着声透镜105。

[0095] 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箱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。

[0096] [凹陷]

[0097] 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盒。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。

[0098] 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的外包装盒303。在图14及图15所示的例子中,外包装盒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的外包装盒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。

[0099] 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的外包装盒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。

[0100] [适配器]

[0101] 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盒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)的外包装盒。关于这一点,使用图16进行说明。图16是表示有关变形例3的超声波探头401的剖视图。

[0102] 如图16所示,有关变形例3的超声波探头401在外包装盒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,在外包装盒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设在外包装盒403的接触面404中的、连接有电缆102的外包装盒403的侧面部403a与声透镜105的位置之间。此外,适配器404b设在外包装盒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。

[0103] 该适配器404a及404b是在外包装盒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。

[0104] 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。

[0105] 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。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101的声透镜105之间涂敷超声波用胶加以填埋。

[0106] 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。

[0107] 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,表示了外包装盒的面(接触面等)是大致四边形的例子,但外包装盒的面也可以是圆形、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。

[0108] 此外,例如在上述图11所示的例子中,表示了外包装盒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与外包装盒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。

[0109] 此外,例如在上述图14所示的例子中,表示了在外包装盒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。

[0110] 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。

[0111] [放置型]

[0112] 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。

[0113] 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。

[0114] 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。

[0115] 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。

[0116] 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。

[0117] [自动运动负荷心电图试验]

[0118] 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。

[0119] 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。

[0120] 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。

[0121] 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。

[0122] 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。

[0123] 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,装置主体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。

[0124] 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。

[0125] 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。

[0126] 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。

[0127] 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。

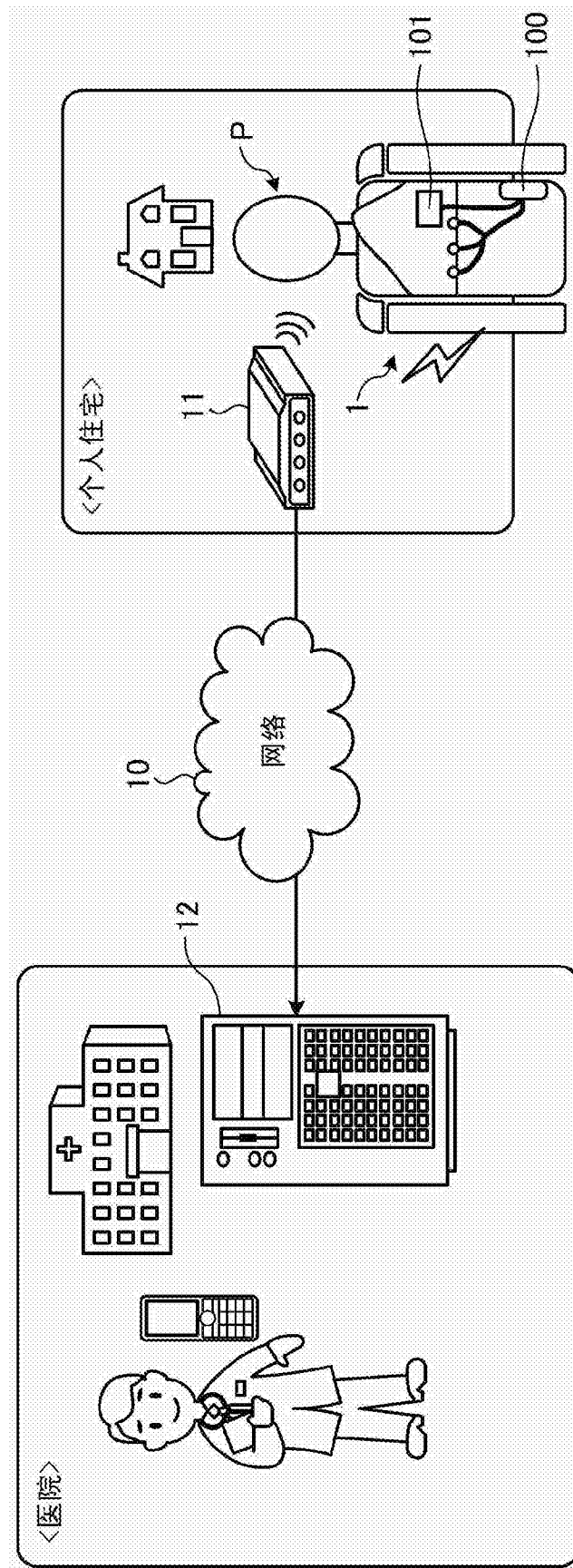


图1

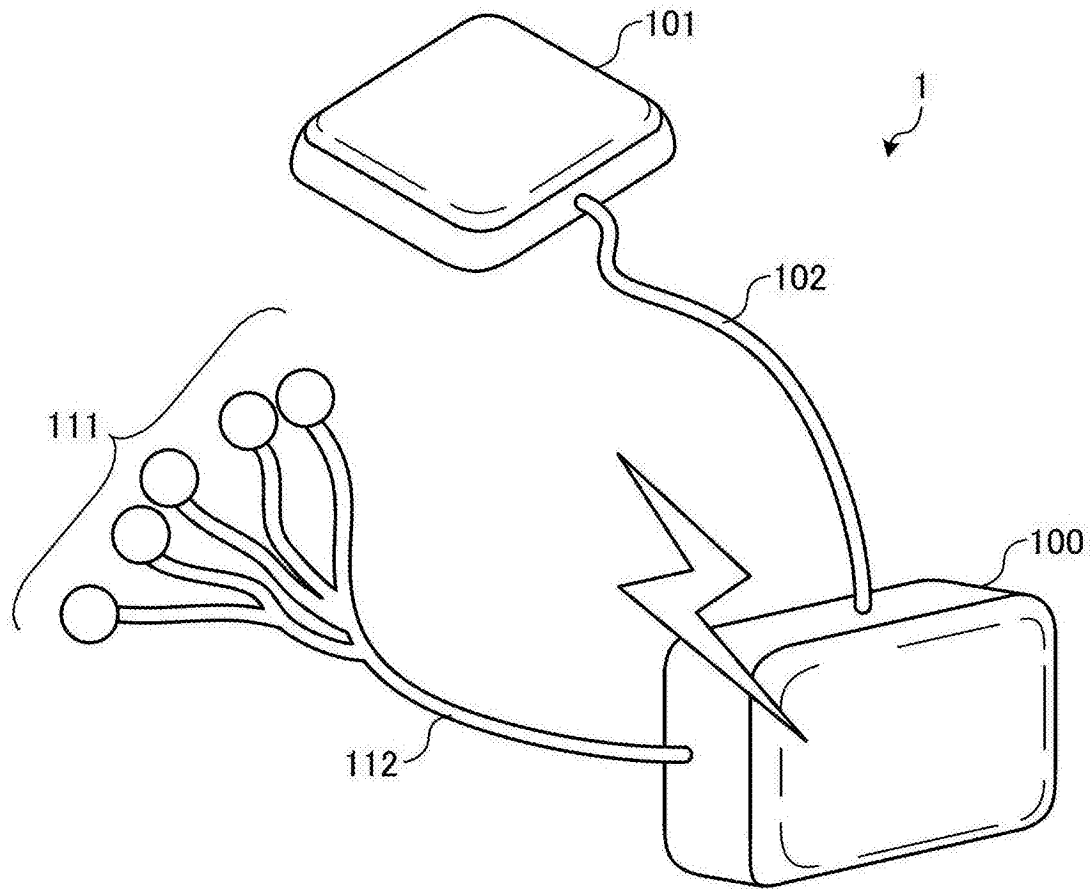


图2

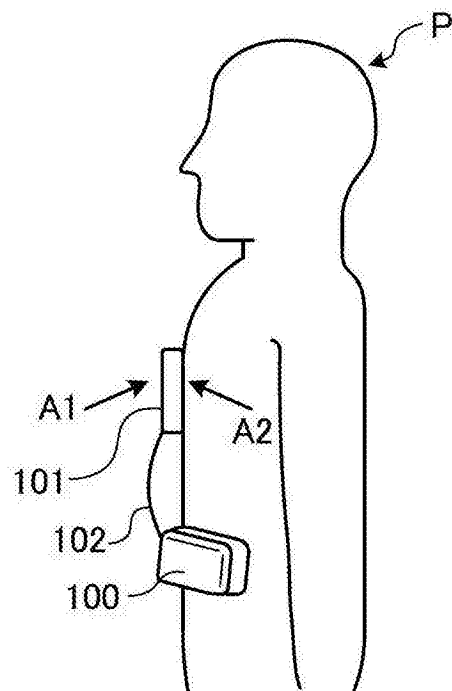


图3

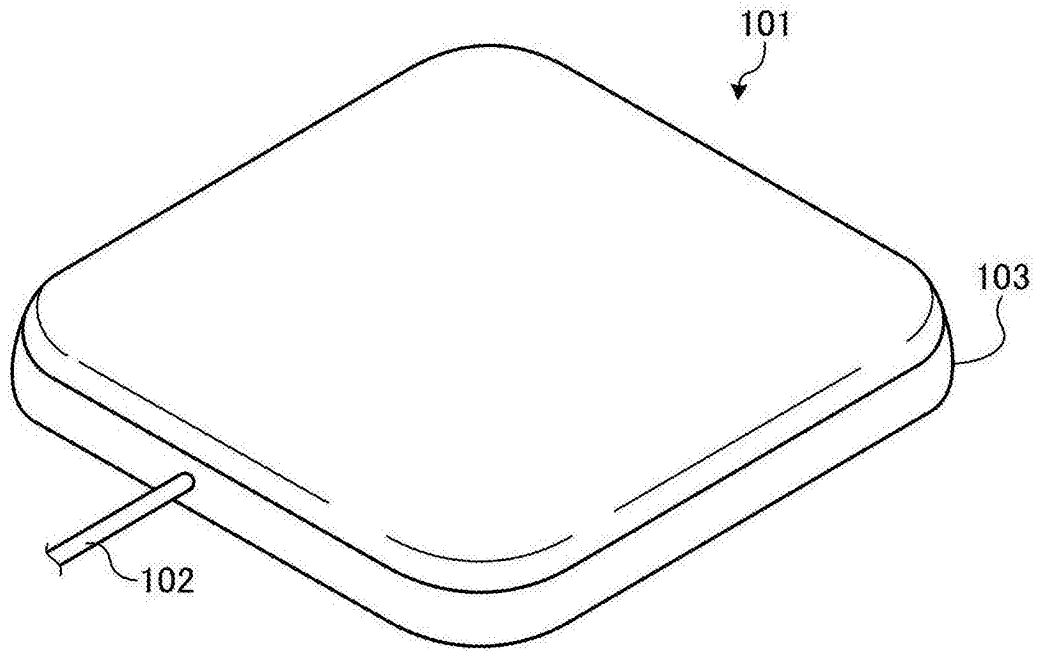


图4

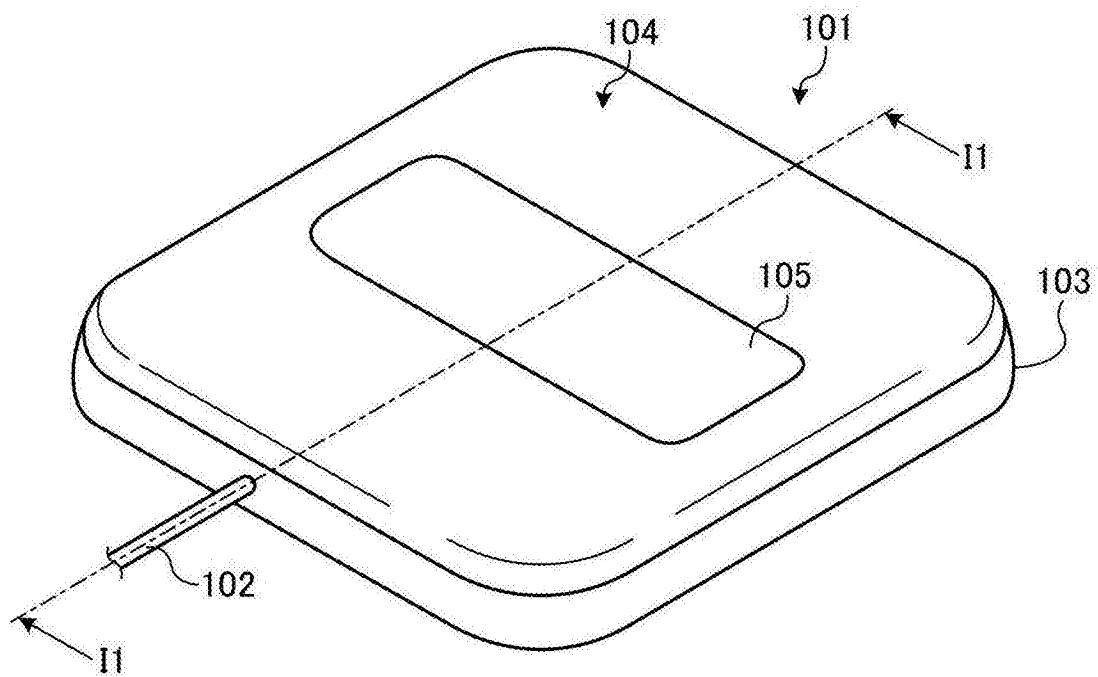


图5

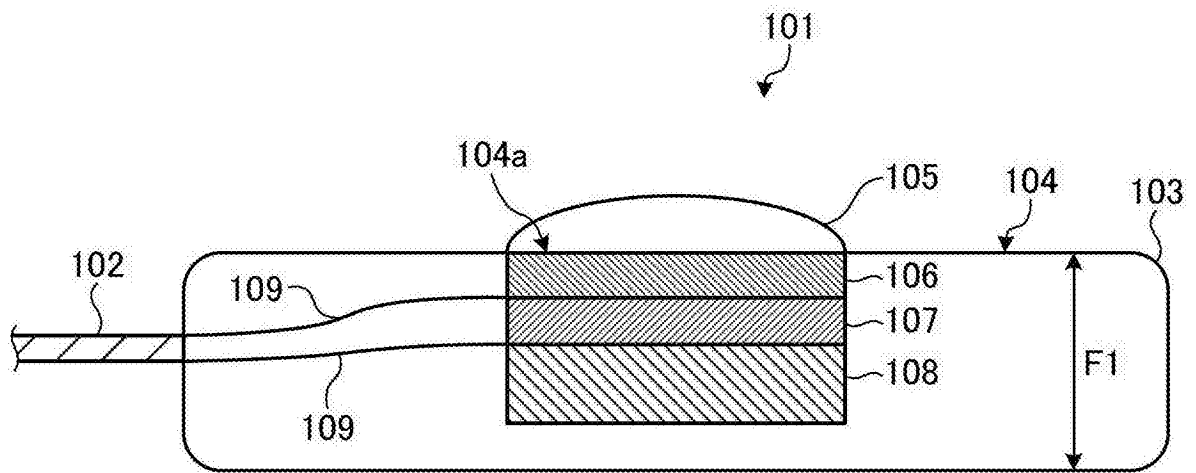


图6

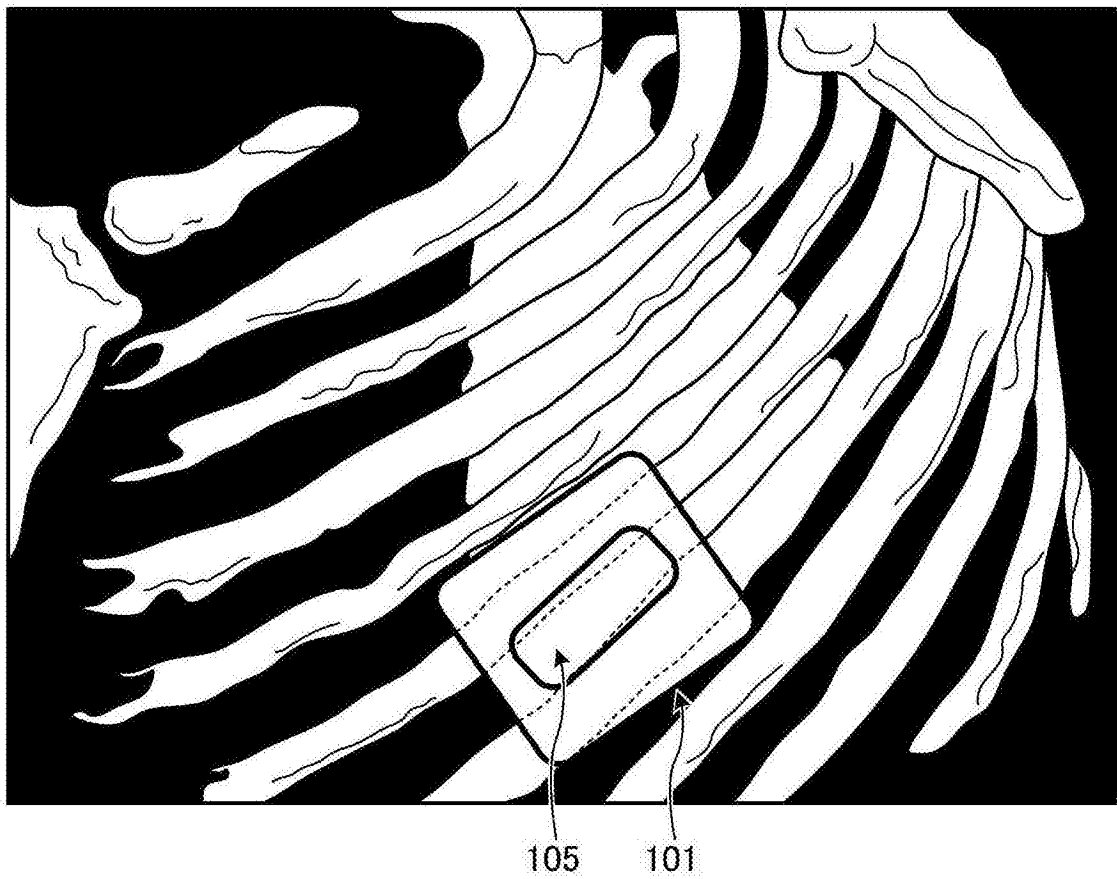


图7

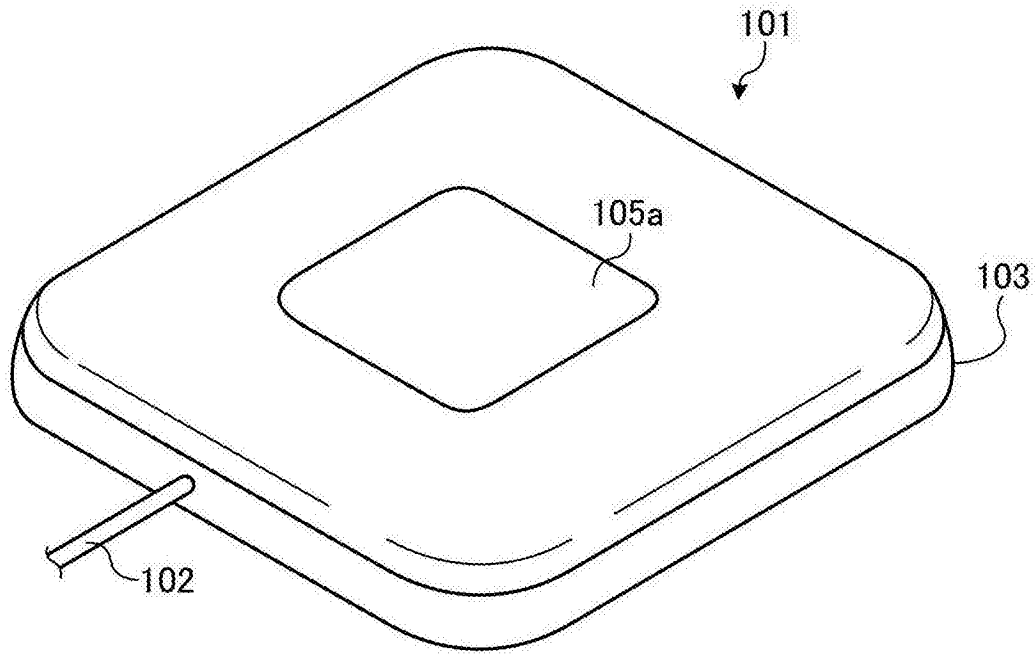


图8

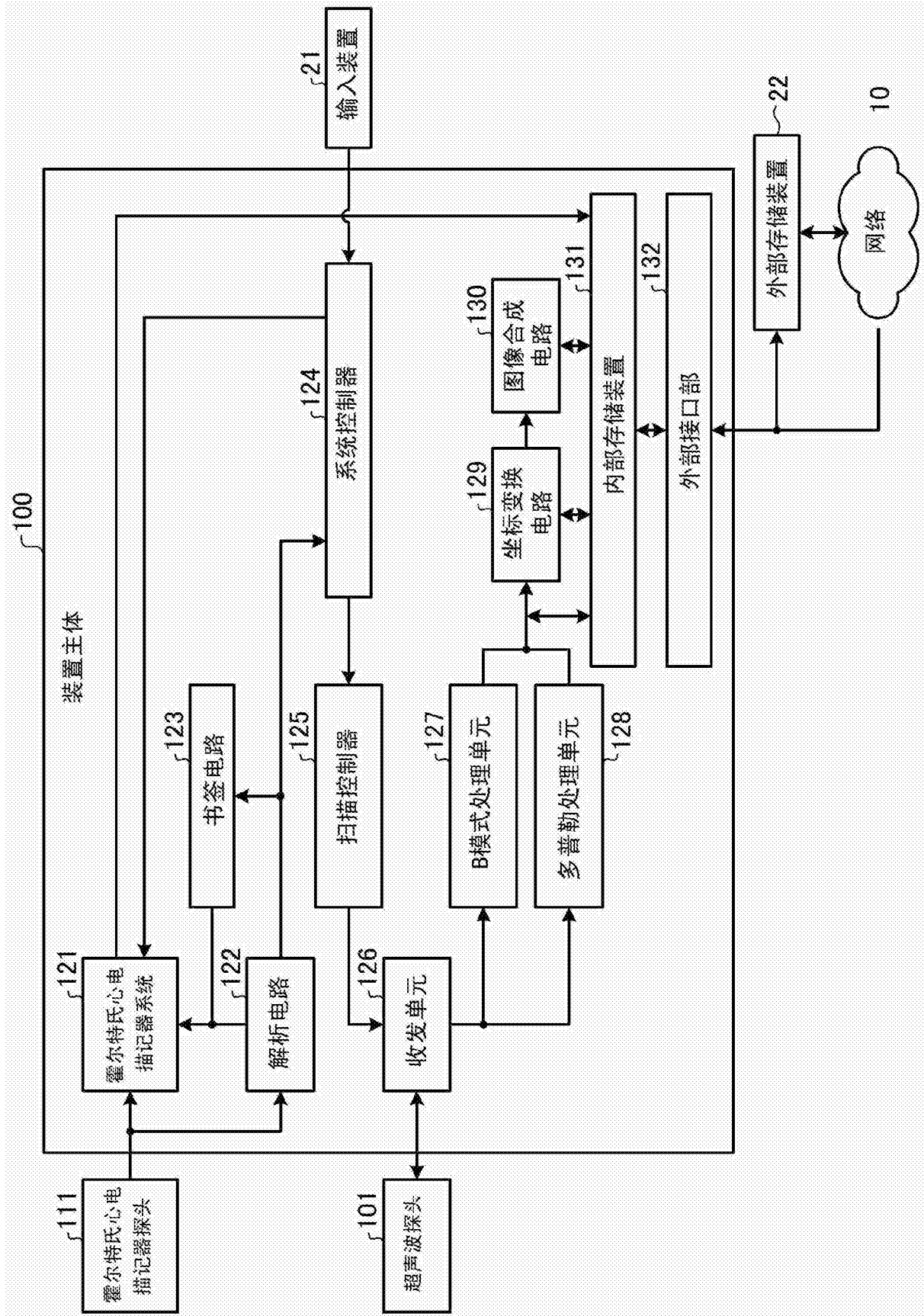


图9

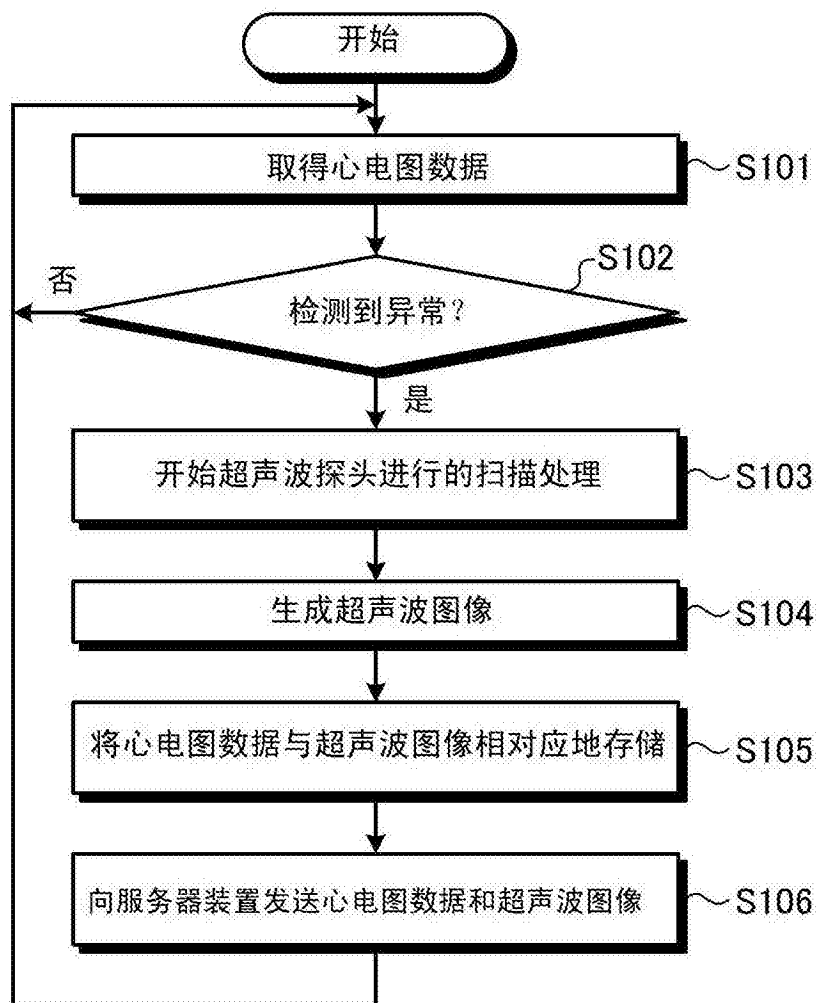


图10

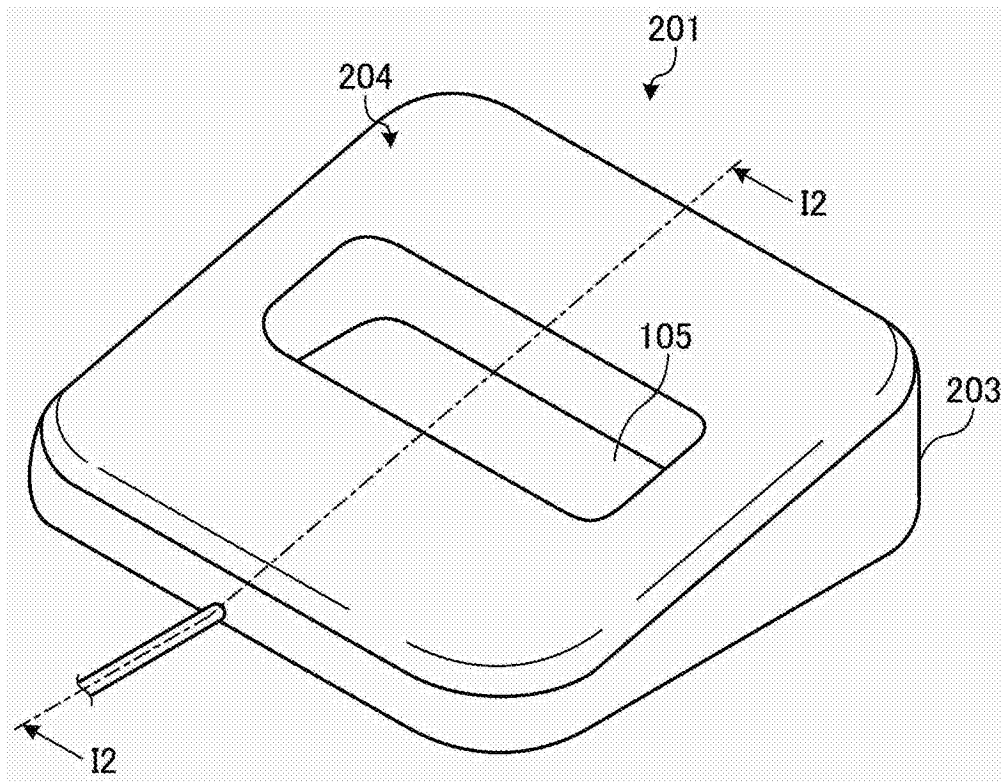


图11

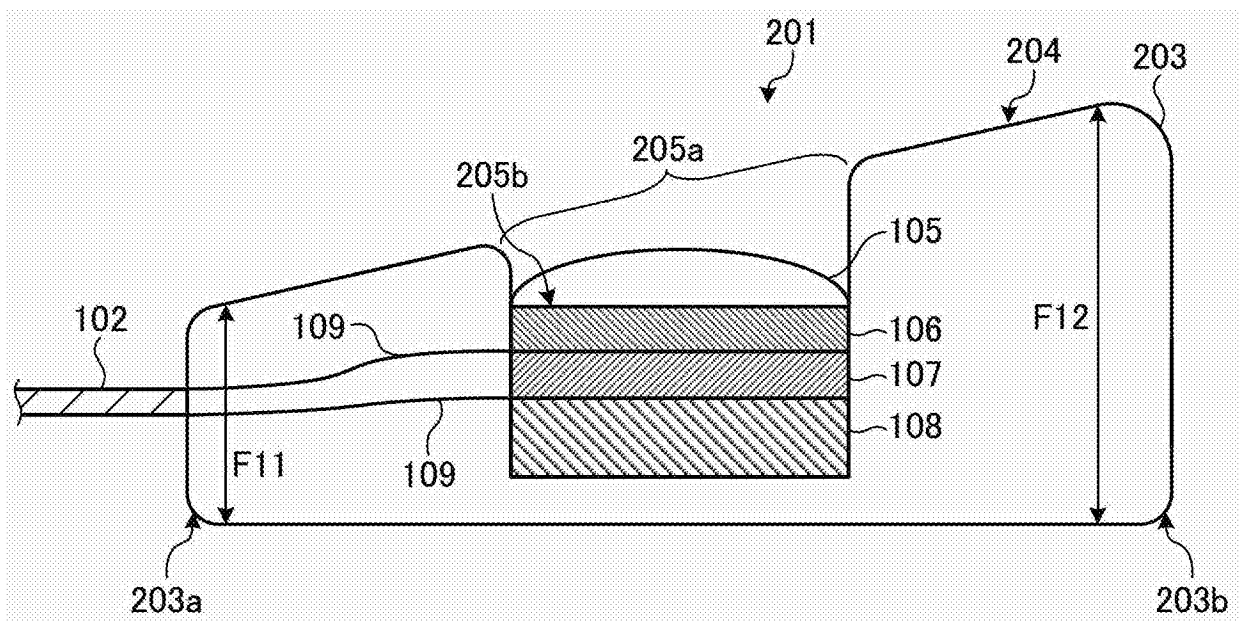


图12

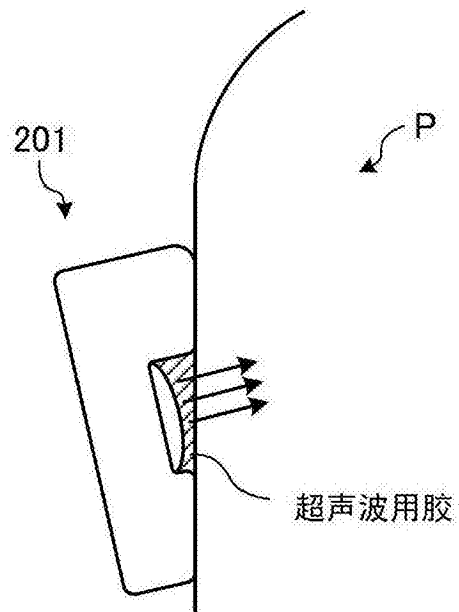


图13

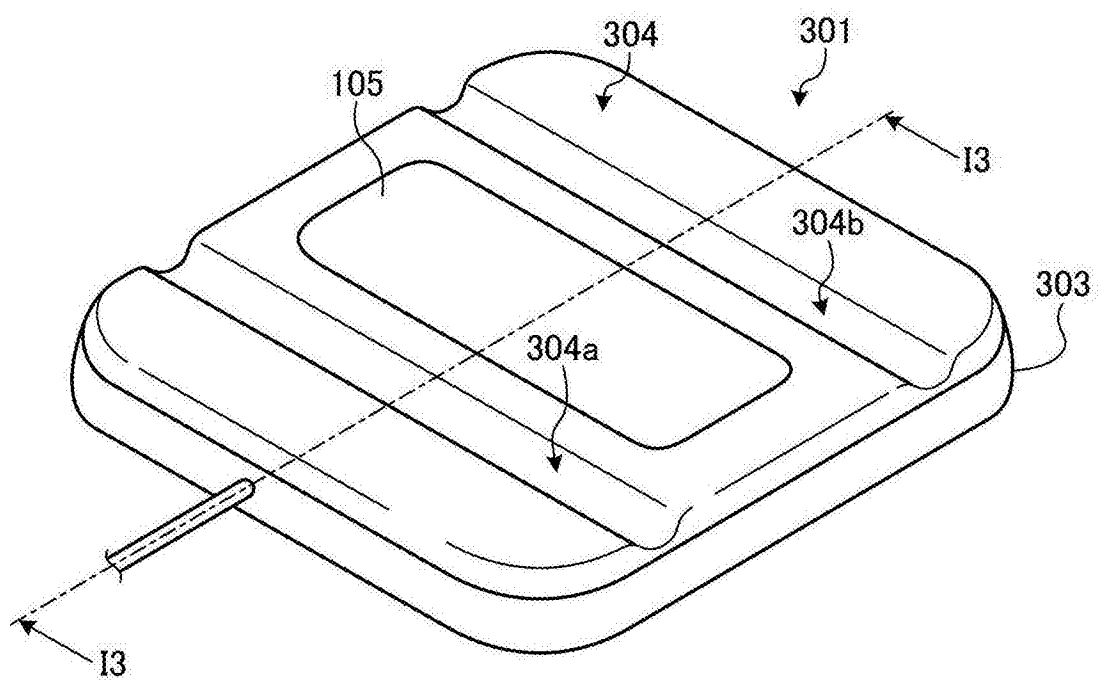


图14

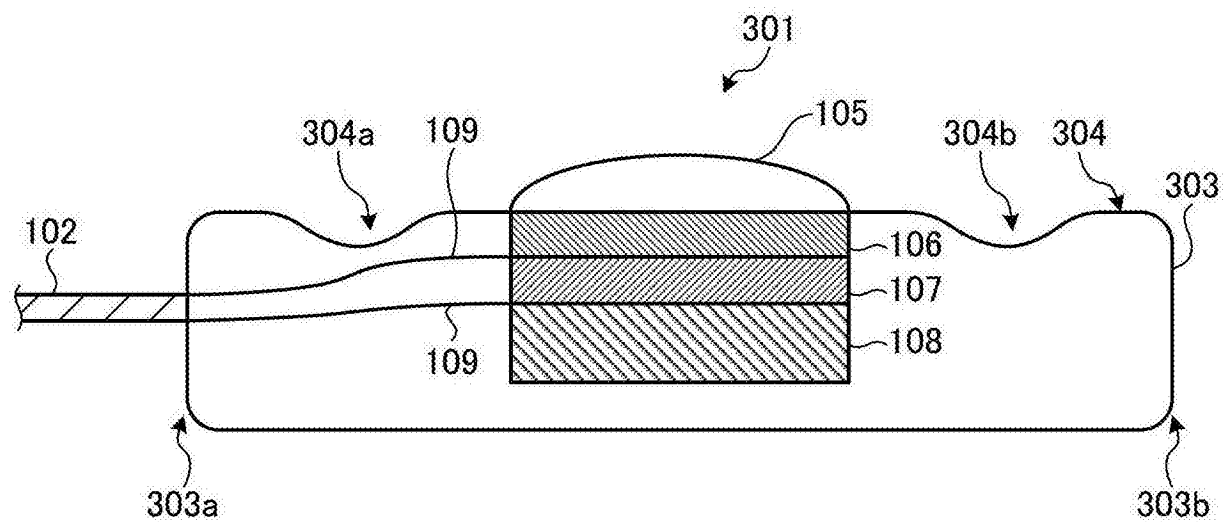


图15

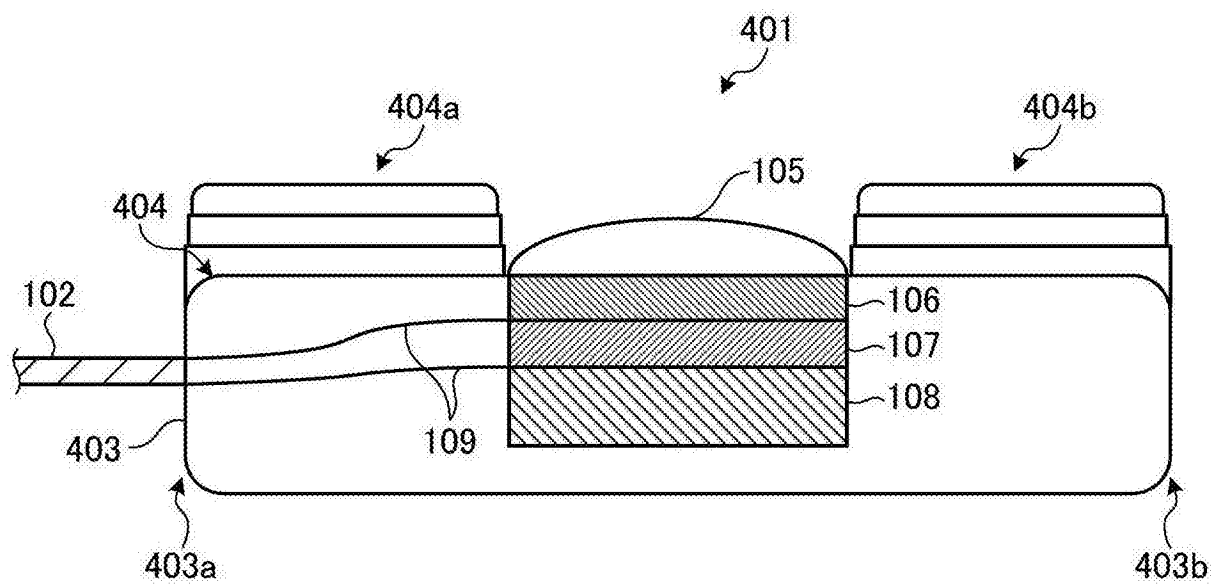


图16

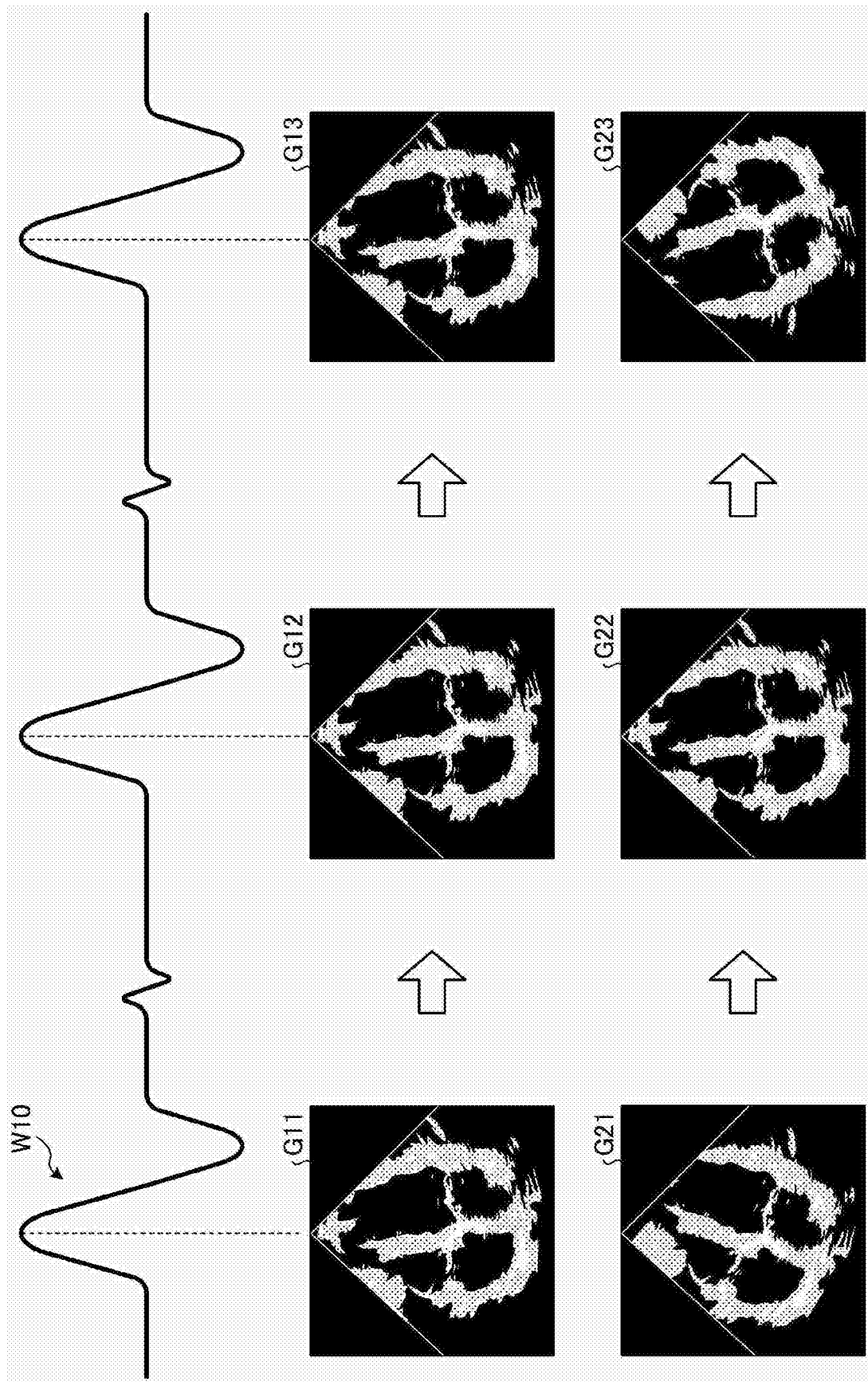


图17

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN103153196B	公开(公告)日	2016-10-26
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	CN103153196A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

实施方式的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对该被检体发送的超声波的反射波信号进行处理。

