



(43) 申请公布日 2015.04.08

代理人 刘新宇 张会华

(51) Int. Cl.

A61B 8/12(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

2015.01.27

PCT/JP2014/062101 2014.05.01

W02014/208199 JA 2014. 12. 31

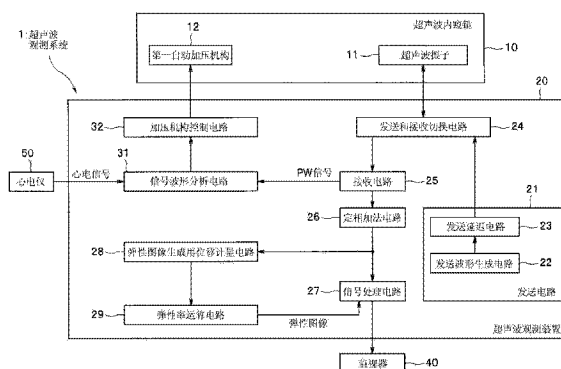
地址 日本东京都

(72) 发明人 三宅达也

权利要求书2页 说明书9页 附图9页

超声波观测系统、超声波观测系统的动作方

超声波观测系统(1)具备:超声波振子(11),对被检体发送和接收超声波来生成超声波信号;第一自动加压机构(12),其对被检体施加压力来使被检体产生加压位移;弹性图像生成用位移量电路(28),其根据超声波信号对被检体的图像用位移量进行计量;弹性率运算电路(29),其根据图像用位移量来运算被检体的弹性率;信号波形分析电路(31),其分析基于被检体位移的信号的波形来获取位移的极大点和位移量;以及加压机构控制电路(32),其根据信号波形分析结果使第一自动加压机构(12)与位移同步地在与位移的极大点相同的定时进行加



1. 一种超声波观测系统, 对被检体发送超声波, 接收由上述被检体反射的上述超声波, 基于根据所接收到的上述超声波而得到的超声波信号来生成图像, 该超声波观测系统的特征在于, 具备:

超声波振子, 其对上述被检体发送上述超声波, 接收由上述被检体反射的上述超声波, 根据所接收到的上述超声波来生成上述超声波信号;

加压部, 其对上述被检体施加按压力来使上述被检体产生加压位移;

位移计量部, 其根据上述超声波信号对上述被检体的图像用位移量进行计量以生成上述被检体的弹性图像;

弹性率运算部, 其根据上述图像用位移量来运算上述被检体的弹性率;

信号波形分析部, 其分析基于上述被检体的位移的信号的波形来分析上述被检体的周期性活动; 以及

加压控制部, 其根据上述分析结果进行控制, 使得上述加压部与上述被检体的周期性活动相应地进行用于减小上述被检体的活动对上述弹性率的运算结果的影响的加压。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波观测系统, 其特征在于,

上述信号波形分析部分析基于上述被检体的位移的信号的波形, 获取包含位移的极大点和位移周期的分析结果,

上述加压控制部根据上述分析结果进行控制, 使得上述加压部与上述位移周期同步地在与上述位移的极大点相应的定时进行加压。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波观测系统, 其特征在于,

上述加压控制部进行控制, 使得上述加压部在与上述位移的极大点相同的定时进行加压。

4. 根据权利要求 3 所述的超声波观测系统, 其特征在于,

还具备位移量反馈部, 该位移量反馈部根据上述超声波信号来计算上述被检体的位移量并输出,

上述加压控制部根据从上述位移量反馈部得到的上述位移量来进一步控制对上述被检体的加压位移量。

5. 根据权利要求 4 所述的超声波观测系统, 其特征在于,

上述加压部具有第一加压部和第二加压部,

上述加压控制部根据上述分析结果来生成用于使上述第一加压部在与上述位移的极大点相同的定时进行加压的第一触发信号以及用于使上述第二加压部在连续的两个上述位移的极大点之间的定时进行加压的第二触发信号。

6. 根据权利要求 5 所述的超声波观测系统, 其特征在于,

上述加压控制部进行自动控制, 使得上述第二加压部的加压位移量接近作为上述第一加压部的加压结果而从上述位移量反馈部得到的上述位移量。

7. 根据权利要求 5 所述的超声波观测系统, 其特征在于,

上述加压控制部进行自动控制, 使得下次的上述第二加压部或者上述第一加压部的加压结果的位移量接近上次的作为上述第一加压部或者上述第二加压部的加压结果而从上述位移量反馈部得到的上述位移量。

8. 根据权利要求 5 所述的超声波观测系统, 其特征在于,

上述加压控制部进行自动控制,使得作为上述第一加压部以及上述第二加压部的加压结果而从上述位移量反馈部得到的上述位移量接近目标位移量。

9. 根据权利要求 4 所述的超声波观测系统,其特征在于,

上述加压控制部进行自动控制,使得从上述位移量反馈部得到的上述位移量接近目标位移量。

10. 根据权利要求 5 所述的超声波观测系统,其特征在于,

上述位移的极大点之间的定时是将连续的两个上述位移的极大点的期间等分割为两个以上的期间的定时。

11. 根据权利要求 5 所述的超声波观测系统,其特征在于,

上述第一加压部和上述第二加压部兼用了一个自动加压机构。

12. 根据权利要求 3 所述的超声波观测系统,其特征在于,

基于上述被检体的位移的信号是心电信号或者脉冲波多普勒信号。

13. 一种超声波观测系统的动作方法,对被检体发送超声波,接收由上述被检体反射的上述超声波,基于根据所接收到的上述超声波而得到的超声波信号来生成图像,该动作方法的特征在于,

超声波振子对上述被检体发送上述超声波,接收由上述被检体反射的上述超声波,根据所接收到的上述超声波来生成上述超声波信号,

加压部对上述被检体施加按压力来使上述被检体产生加压位移,

位移计侧部根据上述超声波信号对上述被检体的图像用位移量进行计量以生成上述被检体的弹性图像,

弹性率运算部根据上述图像用位移量来运算上述被检体的弹性率,

信号波形分析部分析基于上述被检体的位移的信号的波形来分析上述被检体的周期性活动,

加压控制部根据上述分析结果进行控制,使得上述加压部与上述被检体的周期性活动相应地进行用于减小上述被检体的活动对上述弹性率的运算结果的影响的加压。

14. 根据权利要求 13 所述的超声波观测系统的动作方法,其特征在于,

上述信号波形分析部分析基于上述被检体的位移的信号的波形,获取包含位移的极大点和位移周期的分析结果,

上述加压控制部根据上述分析结果进行控制,使得上述加压部与上述位移周期同步地在与上述位移的极大点相应的定时进行加压。

15. 根据权利要求 14 所述的超声波观测系统的动作方法,其特征在于,

上述加压控制部进行控制,使得上述加压部在与上述位移的极大点相同的定时进行加压。

超声波观测系统、超声波观测系统的动作方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种基于发送和接收超声波而得到的超声波信号来生成图像的超声波观测系统、超声波观测系统的动作方法。

背景技术

[0002] 在具有超声波内窥镜的超声波诊断装置中,具备显示组织的弹性的弹性成像功能的超声波诊断装置正在实用化。这种超声波诊断装置根据因挤压力而产生的生物体组织的变形量来生成表示生物体组织的硬度或者柔软度的弹性图像(弹性成像模式图像)。

[0003] 根据由手术操作者使探头按压生物体而产生的生物体组织的位移量、由搏动(脉动)而产生的生物体组织的位移量来求出用于生成弹性图像的弹性率。

[0004] 但是,在手术操作者使探头按压生物体的手动的组织挤压方法中,即使想要将按压力的加減维持为固定也难以维持,从而难以得到稳定的弹性图像。

[0005] 另一方面,在超声波内窥镜中的弹性图像显示中,考虑利用由搏动(脉动)产生的位移,但是在仅利用由搏动(脉动)产生的位移的情况下位移量不充分,有时无法得到稳定的弹性图像。另外,在与由搏动(脉动)产生的位移分开地进行自动加压来产生位移的情况下,如果不考虑搏动(脉动)的定时,则也有时无法获取稳定的弹性图像。

[0006] 例如,在日本特开 2010-82337 号公报中,记载了在显示生物体组织的弹性的超声波观测装置中使流体出入球囊来挤压生物体组织的技术。此时,设置用于计量球囊内部的压力的压力传感器并将压力的变化、球囊的膨胀和收缩程度显示于监视器,使检查者能够在视觉上掌握。并且,在该公报中记载了以下实施例:在仅由检查者手动地操作杆来使流体出入时对被检体的生物体组织的挤压不适当的情况下,通过使用辅助流体出入的控制调整部来进行支持以进行适当的挤压操作。

[0007] 另外,在日本特开 2006-230618 号公报中记载了以下技术:在计量组织的弹性等性状的超声波观测装置中,为了对即使是心脏等周期地变形的组织也能够稳定地进行计量,与由心电仪等测量得到的心脏的搏动周期同步地使超声波信号的增益变化,抑制接收水平随着组织的变形而变动。另外,在该公报中,作为其它实施例,记载了以下技术:通过振动装置使不会主动地变形的静止脏器周期地变形来进行弹性测量。

[0008] 并且,在国际公开公报 W02011/034005 号中记载了以下技术:在显示组织的弹性的超声波观测装置中,根据位移数据、弹性数据、心电波形等来提取适当的挤压状态下的组织的图像并进行显示。

[0009] 如上所述,心脏等主动地位移的被检体的活动有时使用于弹性测量,但是考虑还存在仅这样的话位移不足而难以得到稳定的弹性图像的情况。另外,在与被检体的主动性活动无关地对被检体加压的情况下,有时根据定时不同而与被检体的主动性活动重叠,仍然产生难以得到稳定的弹性图像的情况。因此,要求得到更稳定的弹性图像。

[0010] 本发明是鉴于上述情形而完成的,目的在于提供一种在考虑被检体的位移的基础上能够得到更稳定的弹性图像的超声波观测系统、超声波观测系统的动作方法。

发明内容

[0011] 本发明的某一方式的超声波观测系统对被检体发送超声波,接收由上述被检体反射的上述超声波,基于根据所接收到的上述超声波而得到的超声波信号来生成图像,该超声波观测系统具备:超声波振子,其对上述被检体发送上述超声波,接收由上述被检体反射的上述超声波,根据所接收到的上述超声波来生成上述超声波信号;加压部,其对上述被检体施加按压力来使上述被检体产生加压位移;位移计量部,其为了生成上述被检体的弹性图像,根据上述超声波信号对上述被检体的图像用位移量进行计量;弹性率运算部,其根据上述图像用位移量对上述被检体的弹性率进行运算;信号波形分析部,其分析基于上述被检体的位移的信号的波形,分析上述被检体的周期性活动;以及加压控制部,其根据上述分析结果,基于上述被检体的周期性活动来使上述加压部进行加压,该加压是用于减小上述被检体的活动对上述弹性率的运算结果的影响。

[0012] 在本发明的某一方式的超声波观测系统的动作方法中,对被检体发送超声波,接收由上述被检体反射的上述超声波,基于根据所接收到的上述超声波而得到的超声波信号来生成图像,在该动作方法中,超声波振子对上述被检体发送上述超声波,接收由上述被检体反射的上述超声波,根据所接收到的上述超声波来生成上述超声波信号,加压部对上述被检体施加按压力来使上述被检体产生加压位移,位移计量部为了生成上述被检体的弹性图像,根据上述超声波信号对上述被检体的图像用位移量进行计量,弹性率运算部根据上述图像用位移量对上述被检体的弹性率进行运算,信号波形分析部分分析基于上述被检体的位移的信号的波形,分析上述被检体的周期性活动,加压控制部进行控制,使得根据上述分析结果,基于上述被检体的周期性活动使上述加压部进行加压,该加压用于减小上述被检体的活动对上述弹性率的运算结果的影响。

附图说明

[0013] 图 1 是表示本发明的实施方式 1 中的超声波观测系统的结构的框图。

[0014] 图 2 是表示在上述实施方式 1 中与被检体的主动位移同步地进行自动加压时的位移量的时间变化的例子的曲线图。

[0015] 图 3 是表示在上述实施方式 1 中利用心电仪检测出的心电信号的例子的曲线图。

[0016] 图 4 是表示在上述实施方式 1 中在基于检测出的心电信号的定时产生触发信号并与被检体的主动位移同步地进行自动加压的例子的曲线图。

[0017] 图 5 是表示在上述实施方式 1 中在基于检测出的 PW 信号的定时产生触发信号并与被检体的主动位移同步地进行自动加压的例子的曲线图。

[0018] 图 6 是表示上述实施方式 1 中的弹性图像生成处理的流程图。

[0019] 图 7 是表示上述实施方式 1 中的自动加压控制的处理的流程图。

[0020] 图 8 是表示本发明的实施方式 2 中的超声波观测系统的结构的框图。

[0021] 图 9 是表示本发明的实施方式 3 中的超声波观测系统的结构的框图。

[0022] 图 10 是表示在上述实施方式 3 中与被检体的主动位移同步地进行自动加压并且进一步在主动位移之间的期间进行自动加压时的触发信号和位移量的时间变化的例子的曲线图。

具体实施方式

[0023] 以下,参照附图说明本发明的实施方式。

[0024] [实施方式 1]

[0025] 图 1 至图 7 示出本发明的实施方式 1,图 1 是表示超声波观测系统 1 的结构的框图。

[0026] 首先,在图 1 中例如示出被输入来自心电仪 50 的心电信号的超声波观测系统 1 的结构。但是,并不必须是心电仪 50,如以下说明那样,还能够代替来自心电仪 50 的心电信号而使用来自接收电路 25 的脉冲波多普勒信号(以下称为 PW 信号)。

[0027] 该超声波观测系统 1 对被检体发送超声波,接收由被检体反射的超声波,基于根据所接收到的超声波而得到的超声波信号来生成图像,该超声波观测系统 1 具备超声波内窥镜 10、超声波观测装置 20 以及监视器 40。

[0028] 超声波内窥镜 10 是具备超声波振子 11 和第一自动加压机构 12 的探头。此外,在此使用体内插入式的超声波内窥镜 10,但是也可以使用体外式的超声波探头来构成超声波观测系统 1。

[0029] 超声波振子 11 对被检体发送超声波,接收由被检体反射的超声波,根据所接收到的超声波来生成超声波信号,超声波振子 11 例如构成为排列多个振动元件而成的振子阵列。

[0030] 第一自动加压机构 12 是在以来自后述的加压机构控制电路 32 的触发信号为基准的定时对被检体施加按压力来使被检体产生加压位移的加压部。对于该第一自动加压机构 12,例如可以是使流体(如果考虑到避免使由超声波振子 11 发送和接收的超声波衰减则优选液体)出入球囊而使成为与被检体抵接的加压面的球囊表面振动的结构,也可以是使用电动机等驱动源来使与被检体抵接的加压面振动的结构,也可以采用其它结构。

[0031] 超声波观测装置 20 具备发送电路 21、发送和接收切换电路 24、接收电路 25、定相加法电路 26、信号处理电路 27、弹性图像生成用位移计量电路 28、弹性率运算电路 29、信号波形分析电路 31 以及加压机构控制电路 32。

[0032] 发送电路 21 包括发送波形生成电路 22 和发送延迟电路 23。

[0033] 发送波形生成电路 22 生成并输出信号波形,该信号波形用于驱动构成超声波振子 11 的各振动元件。

[0034] 发送延迟电路 23 对构成超声波振子 11 的各振动元件的驱动定时进行调节。由此,对从超声波振子 11 发送的超声波束的焦点和方向进行控制,能够使超声波收敛于期望的位置(深度)。

[0035] 发送和接收切换电路 24 例如包括多路复用器,该多路复用器依次选择用于接收和发送超声波的多个振动元件,发送和接收切换电路 24 将来自发送电路 21 的驱动信号发送到超声波振子 11,并且将来自超声波振子 11 的超声波信号(回波信号)发送到接收电路 25。

[0036] 接收电路 25 接收来自发送和接收切换电路 24 的超声波信号,例如进行放大、变换为数字信号等处理。

[0037] 定相加法电路 26 使超声波信号延迟并使相位匹配之后进行加法运算。

[0038] 信号处理电路 27 在超声波诊断模式下,对来自定相加法电路 26 的超声波信号进行坐标变换、插值处理,将超声波图像制作为显示用图像。并且,信号处理电路 27 在弹性图像观察模式下,将来自弹性率运算电路 29 的弹性图像制作为显示用图像或者将弹性图像重叠于超声波图像来制作显示用图像。

[0039] 弹性图像生成用位移计量电路 28 是根据超声波信号对被检体的图像用位移量(用于生成被检体的弹性图像的位移量)进行计量的位移计量部。

[0040] 弹性率运算电路 29 是根据由弹性图像生成用位移计量电路 28 计量得到的图像用位移量来运算被检体的弹性率的弹性率运算部。该弹性率运算电路 29 按被检体的各坐标来运算弹性率,因此运算结果成为弹性率在二维坐标上分布的弹性图像。

[0041] 信号波形分析电路 31 是分析基于被检体的位移的信号(例如,来自心电仪 50 的心电信号或者来自接收电路 25 的 PW 信号等)来分析被检体的周期性活动的信号波形分析部。具体地说,信号波形分析电路 31 获取包含基于主动位移的被检体的位移的极大点和位移周期的分析结果(即,也可以进一步进行分析而获取其它信息作为分析结果)。

[0042] 加压机构控制电路 32 是加压控制部,根据信号波形分析电路 31 的分析结果进行控制,使第一自动加压机构 12 与被检体的周期性活动相应地进行用于减小被检体的活动对弹性率的运算结果的影响的加压。加压机构控制电路 32 根据信号波形分析电路 31 的分析结果进行控制,使得第一自动加压机构 12 与获取到的位移周期同步地在与位移的极大点相应的定时(例如,与位移的极大点(期望一个周期内的极大点中的最大点)相同的定时)进行加压。具体地说,加压机构控制电路 32 根据基于被检体的主动位移的位移量成为预先设定的阈值 Th (参照图 4、图 5 等)以上的定时,生成使第一自动加压机构 12 在与位移的极大点相同的定时进行加压的触发信号 $tr1$ (参照图 4、图 5 等),将所生成的触发信号 $tr1$ 输出到第一自动加压机构 12。此外,在本实施方式中,使第一自动加压机构 12 在与被检体的位移的极大点相同的定时进行加压,但是在与极大点少许偏离的定时进行加压也能够得到某种程度的效果,因此并不限定于在相同的定时进行加压。

[0043] 监视器 40 显示来自信号处理电路 27 的显示用图像。

[0044] 图 2 是表示与被检体的主动位移同步地进行自动加压时的位移量的时间变化的例子的曲线图。

[0045] 在图 2 中,实线表示基于被检体的主动位移的位移量(例如,仅基于被检体的搏动、脉动的位移量)的时间变化的样子。

[0046] 另外,虚线表示对用实线表示的被检体的主动位移量加上基于自动加压的加压位移量时的被检体的位移量(因而,用虚线表示的位移量包含主动位移量与加压位移量两者)的时间变化的样子。如上所述,来自第一自动加压机构 12 的加压是在成为与被检体的主动位移的极大点例如相同的定时进行的。

[0047] 图 3 是表示由心电仪 50 检测出的心电信号的例子的曲线图。

[0048] 在作为心电信号而得到的波形中存在认为是反映心房的电兴奋的波形的 P 波、认为是反映心室的电兴奋的波形的 QRS 波等。但是,并不限定于此,作为其它例,还存在 T 波、U 波等。在这些各波中,振幅最大的波为构成 QRS 波的 Q 波、R 波以及 S 波中的 R 波,R 波的波头赋予被检体的主动位移的极大点(特别是,一个周期内的最大点)。因而,作为用于生成弹性图像的位移,认为利用 R 波是合理的,因此在本实施方式中设为与 R 波(但是,并不

限于 R 波) 同步地施加加压位移。

[0049] 而且,在时间上先于包含 R 波的 QRS 波得到的波如图 3 所示那样为 P 波。因此,例如考虑在图 4 示出那样的定时生成触发信号来进行自动加压。在此,图 4 是表示在基于检测出的心电信号的定时产生触发信号 tr1 并与被检体的主动位移同步地进行自动加压的例子的曲线图。

[0050] 即,测量先于 R 波的 P 波成为规定的阈值 Th 以上的定时 $t1$ 。如果已经获取到位移周期,则能够根据该定时 $t1$ 估计产生 R 波的定时 $t3$ 。因而,为了使定时成为第一自动加压机构 12 在估计出的定时 $t3$ 进行加压的定时,加压机构控制电路 32 生成触发信号 tr1 并在定时 $t2$ 施加到第一自动加压机构 12。

[0051] 由此,第一自动加压机构 12 在定时 $t3$ 进行自动加压,基于自动加压的位移叠加到基于 R 波的位移(参照图 2)。

[0052] 此外,T 波的振幅较大(例如,大于 P 波),因此也可以代替 P 波而根据 T 波来估计 R 波的发生定时,在 R 波的周期稳定的情况下,也可以根据上次的 R 波的发生定时来估计下次的 R 波的发生定时,也可以使用其它估计方法。

[0053] 另一方面,图 5 是表示在基于检测出的 PW 信号的定时产生触发信号并与被检体的主动位移同步地进行自动加压的例子的曲线图。

[0054] 被检体的主动位移当然并不限于根据来自心电仪 50 的心电信号来检测,例如还能够根据来自接收电路 25 的 PW 信号来检测。作为该 PW 信号,设为例如得到图 5 示出那样的信号波形。

[0055] 在该情况下也与心电信号的情况同样地,测量 PW 信号的信号值成为规定的阈值 Th 以上的定时 $t1$ (其中,阈值 Th 为与 PW 信号相应的值,通常与使用于心电信号的情况的阈值 Th 的值不同)。

[0056] 如果已经获取到位移周期,则能够根据该定时 $t1$ 来估计下一次产生被检体的主动位移的定时(也就是,下一次 PW 信号的信号值成为规定的阈值 Th 以上的定时) $t3$,为了使定时成为第一自动加压机构 12 在估计出的定时 $t3$ 进行加压的定时,加压机构控制电路 32 生成触发信号 tr1 并在定时 $t2$ 施加到第一自动加压机构 12,这与上述相同。

[0057] 此外,如上所述,作为“基于被检体的位移的信号”举例了心电信号或者 PW 信号,但是并不限于此,例如也可以根据由弹性图像生成用位移计量电路 28 计量得到的图像用位移量来生成触发信号并进行自动加压,也可以根据其它信号生成触发信号并进行自动加压。

[0058] 接着,图 6 是表示弹性图像生成处理的流程图。

[0059] 当将超声波观测系统 1 设定为弹性图像观察模式时,开始图 6 示出的处理。

[0060] 于是,首先,启动图 7 示出的自动加压控制处理(步骤 S1)。

[0061] 然后,从超声波振子 11 发送和接收超声波(步骤 S2),由弹性图像生成用位移计量电路 28 对成为诊断对象的被检体的位移量(图像用位移量)进行计量(步骤 S3)。

[0062] 接着,弹性率运算电路 29 根据在步骤 S3 中计量得到的图像用位移量,按被检体的各坐标来运算被检体的弹性率(步骤 S4)。

[0063] 将运算出的弹性率与坐标一起发送到信号处理电路 27,构成为显示用的弹性图像(步骤 S5)。该弹性图像根据需要进一步与超声波图像重叠而制作出显示用图像,显示在监

视器 40 中。

[0064] 之后,判断是否结束处理(步骤 S6),在尚未结束的情况下,为了生成下一帧的弹性图像,转移到步骤 S2 而反复进行上述那样的处理。

[0065] 另一方面,在判断为结束处理的情况下,在向图 7 示出的自动加压控制处理发送结束信号而使自动加压控制处理结束之后(步骤 S7),结束该弹性图像生成处理。

[0066] 接着,图 7 是表示自动加压控制的处理的流程图。

[0067] 在上述步骤 S1 中通过启动该自动加压控制处理来开始自动加压控制处理时,首先,判断是否结束该自动加压控制处理(步骤 S11)。

[0068] 在此,在尚未结束的情况下,信号波形分析电路 31 例如获取心电信号或者 PW 信号等作为基于被检体的位移的信号(步骤 S12)。

[0069] 接着,信号波形分析电路 31 对获取到的心电信号或者 PW 信号进行分析,获取包含位移的极大点和位移周期的分析结果(步骤 S13)。

[0070] 然后,信号波形分析电路 31 判断心电信号或者 PW 信号是否成为规定的阈值 Th 以上(步骤 S14)。

[0071] 在此,在判断为成为规定的阈值 Th 以上的情况下,信号波形分析电路 31 进一步判断成为规定的阈值 Th 以上的定时是否成为基于获取到的位移周期而认为妥当的范围内的定时,即进一步判断是否为基于噪声等的错误检测(步骤 S15)。

[0072] 在此,在为预测的范围内的定时的情况下,信号波形分析电路 31 将表示检测出成为规定的阈值 Th 以上的定时(参照图 4 或者图 5 的定时 $t1$)的意思通知给加压机构控制电路 32。

[0073] 加压机构控制电路 32 根据由信号波形分析电路 31 检测出的定时 $t1$,生成触发信号 $tr1$ 并在图 4 或者图 5 示出的定时 $t2$ 施加到第一自动加压机构 12(步骤 S16)。

[0074] 第一自动加压机构 12 接收触发信号 $tr1$,在图 4 或者图 5 示出的定时 $t3$ 对被检体进行自动加压而使被检体位移(步骤 S17)。

[0075] 在这样进行了步骤 S17 的处理的的情况下、在步骤 S14 中并非规定的阈值 Th 以上的情况下或者在步骤 S15 中并非是预测的范围内的定时的情况下,返回至上述步骤 S11 的处理而反复进行上述那样的处理。

[0076] 之后,在步骤 S11 中,在接收到来自上述步骤 S7 的处理的结束信号的情况下,结束该自动加压控制处理。

[0077] 根据这种实施方式 1,分析基于被检体的位移的信号的波形,分析被检体的周期性活动,根据分析结果,使第一自动加压机构 12 基于被检体的周期性活动进行加压,因此能够减小被检体的活动对弹性率的运算结果的影响,在考虑被检体的位移的基础上能够得到更稳定的弹性图像。

[0078] 此时,获取包含位移的极大点和位移周期的分析结果,使第一自动加压机构 12 与位移周期同步地在与位移的极大点相应的定时进行加压,由此能够有效地利用被检体的主动位移,能够减小在自动加压中产生的加压位移。

[0079] 并且,此时,在与位移的极大点相同的定时进行自动加压,因此能够使被检体的主动位移的有效利用最优化。

[0080] 此时,在使用心电信号作为基于被检体的位移的信号的情况下,能够直接正确地

获取心脏的位移。

[0081] 另外,在使用 PW 信号作为基于被检体的位移的信号的情况下,不需要使超声波观测装置 20 与外部的心电仪 50 连接,从而能够使事先的准备简化。

[0082] [实施方式 2]

[0083] 图 8 示出本发明的实施方式 2,是表示超声波观测系统 1 的结构的框图。

[0084] 在该实施方式 2 中,对与上述实施方式 1 相同的部分附加相同的附图标记等而适当地省略说明,主要仅说明不同点。

[0085] 本实施方式的超声波观测系统 1 是在上述实施方式 1 的超声波观测系统 1 的超声波观测装置 20 中追加位移量反馈电路 33,不仅控制施加自动加压的定时,还进一步控制自动加压的振幅(加压的强度)。

[0086] 即,在超声波观测装置 20 中,作为位移量反馈部设置有位移量反馈电路 33,该位移量反馈电路 33 根据来自定相加法电路 26 的超声波信号来计算被检体的位移量并输出。该位移量反馈电路 33 测量图 2 的虚线示出那样的主动位移与加压位移相加得到的位移量作为被检体的位移量,将测量出的位移量反馈至加压机构控制电路 32。

[0087] 加压机构控制电路 32 根据信号波形分析电路 31 的分析结果来决定使第一自动加压机构 12 进行加压的定时,并且根据从位移量反馈电路 33 反馈的位移量来控制第一自动加压机构 12 对被检体的加压位移量以使位移量保持固定值。

[0088] 在此,作为加压机构控制电路 32 的使位移量保持固定值的控制,例如可举出使从位移量反馈电路 33 得到的位移量接近目标位移量的自动控制。在此,关于目标位移量,可以由加压机构控制电路 32 预先存储于内部,也可以通过来自外部的输入操作而能够设定为期望的值。

[0089] 另外,也可以进行使位移量接近上次从位移量反馈电路 33 得到的位移量的自动控制。

[0090] 这样,第一自动加压机构 12 控制对电路的施加电压等来进行自动加压以使位移量保持固定值。

[0091] 根据这种实施方式 2,起到与上述实施方式 1 大致相同的效果,并且进一步进行控制使得被检体的位移量成为固定,因此能够得到更稳定的弹性图像。

[0092] [实施方式 3]

[0093] 图 9 和图 10 示出本发明的实施方式 3,图 9 是表示超声波观测系统 1 的结构的框图,图 10 是表示与被检体的主动位移同步地进行自动加压并且进一步在主动位移之间的期间进行自动加压时的触发信号和位移量的时间变化的例子的曲线图。

[0094] 在该实施方式 3 中,对与上述实施方式 1、实施方式 2 相同的部分附加相同的附图标记等而适当地省略说明,主要仅说明不同点。

[0095] 本实施方式的超声波观测系统 1 是在上述实施方式 2 的超声波观测系统 1 的超声波内窥镜 10 中追加第二自动加压机构 13,不仅在与被检体的主动位移同步的定时进行自动加压,还在被检体的主动位移之间的期间也进行自动加压。

[0096] 即,超声波内窥镜 10 具备超声波振子 11 和作为第一加压部的第一自动加压机构 12,并且还具备作为第二加压部的第二自动加压机构 13。该第二自动加压机构 13 在被检体的主动位移之间的期间进行自动加压。

[0097] 此外,在图 9 中,将第一自动加压机构 12 和第二自动加压机构 13 记载为不同的结构要素,但是在实际结构中,当然也可以构成为一个自动加压机构兼作第一自动加压机构 12 和第二自动加压机构 13。

[0098] 加压机构控制电路 32 根据信号波形分析电路 31 的分析结果,如图 10 所示那样生成用于使第一自动加压机构 12 在与被检体的主动位移的极大点例如相同的定时进行加压的第一触发信号 tr1 以及用于使第二自动加压机构 13 在被检体的连续的两个主动位移的极大点之间的定时进行加压的第二触发信号 tr2。

[0099] 在此,从能够获取等时间间隔的弹性图像的观点出发,优选第二自动加压机构 13 根据第二触发信号 tr2 进行自动加压的定时(被检体的位移的极大点之间的定时)为将被检体的连续的两个位移的极大点的期间等分割为两个以上期间的定时。

[0100] 并且,加压机构控制电路 32 根据从位移量反馈电路 33 反馈的位移量来控制第一自动加压机构 12 对被检体的加压位移量和第二自动加压机构 13 对被检体的加压位移量以使位移量保持固定值。

[0101] 在此,作为加压机构控制电路 32 的使位移量保持固定值的控制,例如可举出使作为第一自动加压机构 12 和第二自动加压机构 13 的加压结果而从位移量反馈电路 33 得到的位移量接近目标位移量的自动控制。该目标位移量可以是规定值,也可以是来自外部的输入值,这与上述实施方式 2 相同。在该情况下,从位移量反馈电路 33 得到的位移量反映到第一自动加压机构 12 和第二自动加压机构 13 两者的控制中。

[0102] 另外,作为其它控制的例子,可举出使第二自动加压机构 13 的加压位移量接近作为第一自动加压机构 12 的加压结果而从位移量反馈电路 33 得到的位移量的自动控制,该控制为如下控制:用图 10 的一点划线箭头表示的第二自动加压机构 13 的自动加压位移量接近用图 10 的实线箭头表示的第一自动加压机构 12 的自动加压位移量和被检体的主动位移量相加得到的位移量(使前者以后者为标准的控制)。在该情况下,从位移量反馈电路 33 得到的位移量仅反映到第二自动加压机构 13 的控制中。

[0103] 并且,作为其它控制的例子,可举出使下次的第二自动加压机构 13 或者第一自动加压机构 12 的加压结果的位移量接近作为上次的第一自动加压机构 12 或者第二自动加压机构 13 的加压结果而从位移量反馈电路 33 得到的位移量的自动控制。该控制是如下控制:无论位移量是主动位移量与加压位移量相加得到的位移量和仅由加压位移引起的位移量中的哪一个,均交互地以上次的位移量为标准使位移量交互地接近上次的位移量。在该情况下,从位移量反馈电路 33 得到的位移量也反映到第一自动加压机构 12 和第二自动加压机构 13 两者的控制中。

[0104] 这样,第一自动加压机构 12 和第二自动加压机构 13 根据加压机构控制电路 32 的控制,控制对电路的施加电压等来进行自动加压以使位移量保持固定值。

[0105] 此外,作为基于被检体的位移的信号,并不限于心电信号、PW 信号,例如也可以使用由弹性图像生成用位移计量电路 28 计量得到的图像用位移量(再或者使用其它信号),也可以不仅决定第一触发信号 tr1 的定时还决定第二触发信号 tr2 的定时,这与上述各实施方式相同。

[0106] 根据这种实施方式 3,起到与上述实施方式 1、实施方式 2 大致相同的效果,并且在被检体的主动位移的定时以外的定时也能够获取弹性图像,从而能够观察活动更平滑的弹

性图像。

[0107] 并且,在利用第二自动加压机构 13 在被检体的主动位移的周期的等分割时间点进行自动加压的情况下,得到等时间间隔的被检体位移,能够得到最佳的弹性图像。

[0108] 此外,如上所述,主要说明了超声波观测系统,但是可以是使超声波观测系统如上所述那样进行动作的动作方法,还可以是用于使计算机执行超声波观测系统的动作方法的处理程序、记录该处理程序的计算机可读取的非易失性记录介质等。

[0109] 另外,本发明并不只是限定于上述实施方式,在实施阶段在不脱离其宗旨的范围内能够使结构要素变形并具体化。另外,能够通过上述实施方式所公开的多个结构要素的适当的组合来形成各种发明的方式。例如,也可以从实施方式示出的全部结构要素删除几个结构要素。并且,也可以适当地组合不同的实施方式中所涉及的结构要素。这样,在不脱离发明的宗旨的范围内能够进行各种变形、应用是显而易见的。

[0110] 本申请是主张 2013 年 6 月 26 日在日本申请的特愿 2013-133888 号的优先权,并以此为基础提出申请,上述公开内容被引用于本申请的说明书、权利要求、附图。

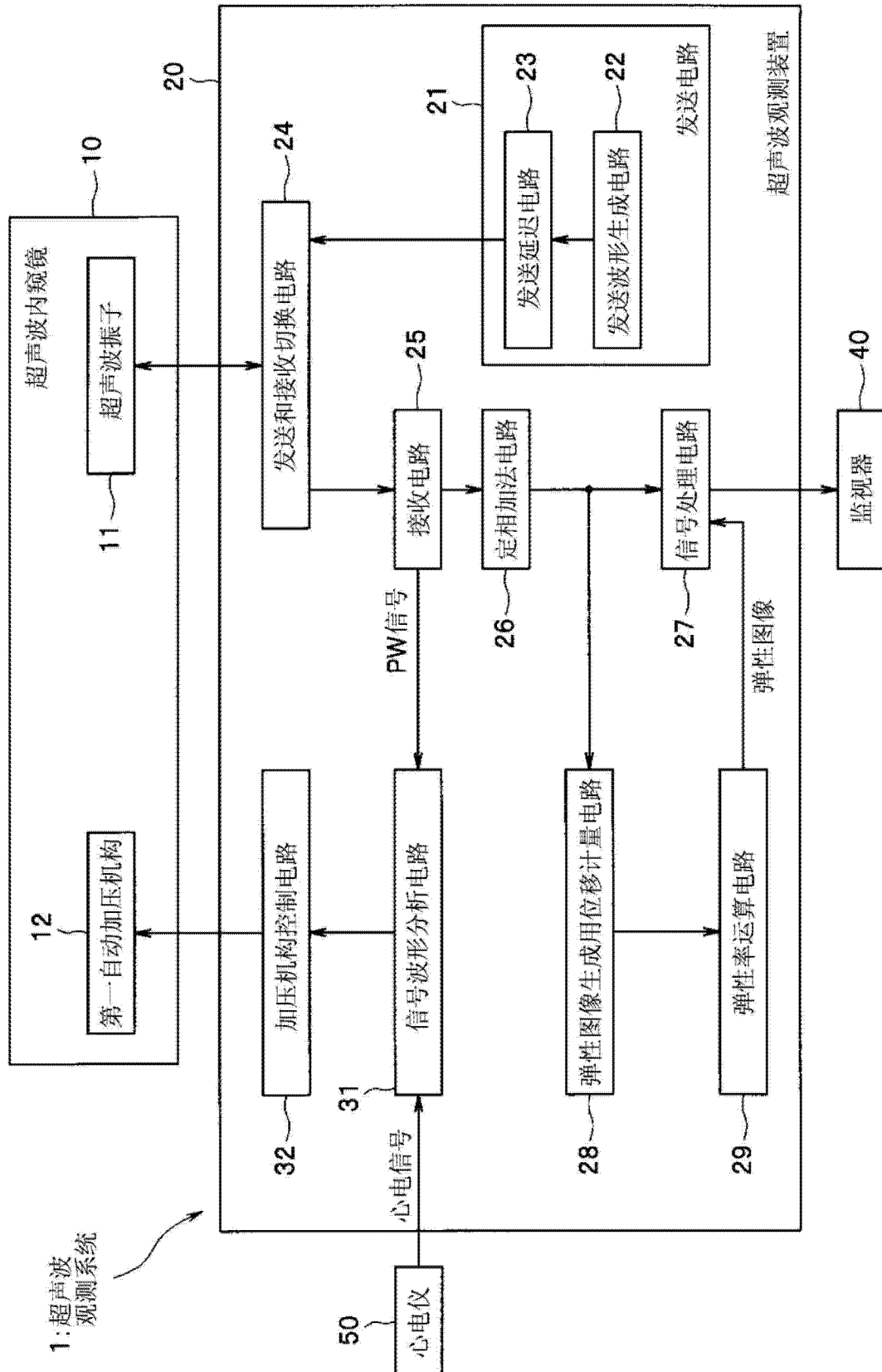


图 1

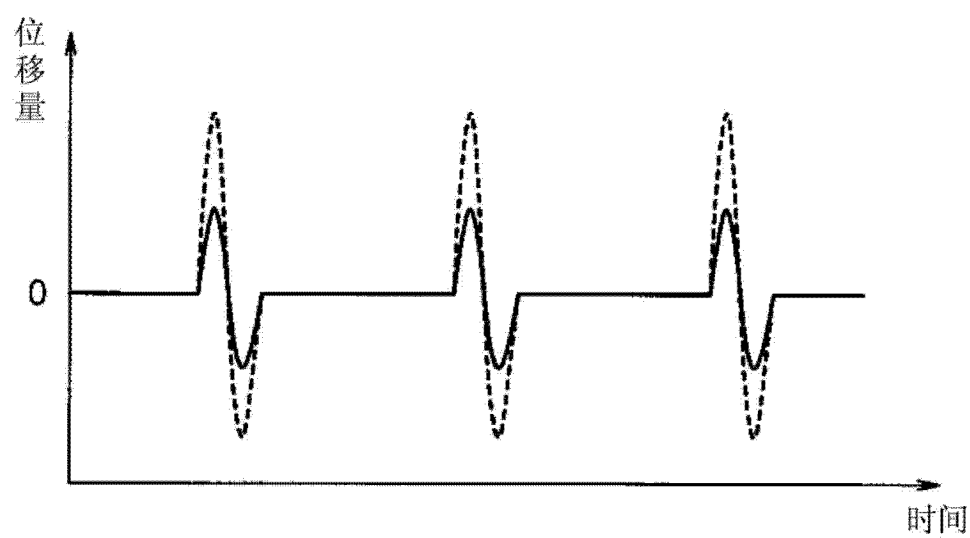


图 2

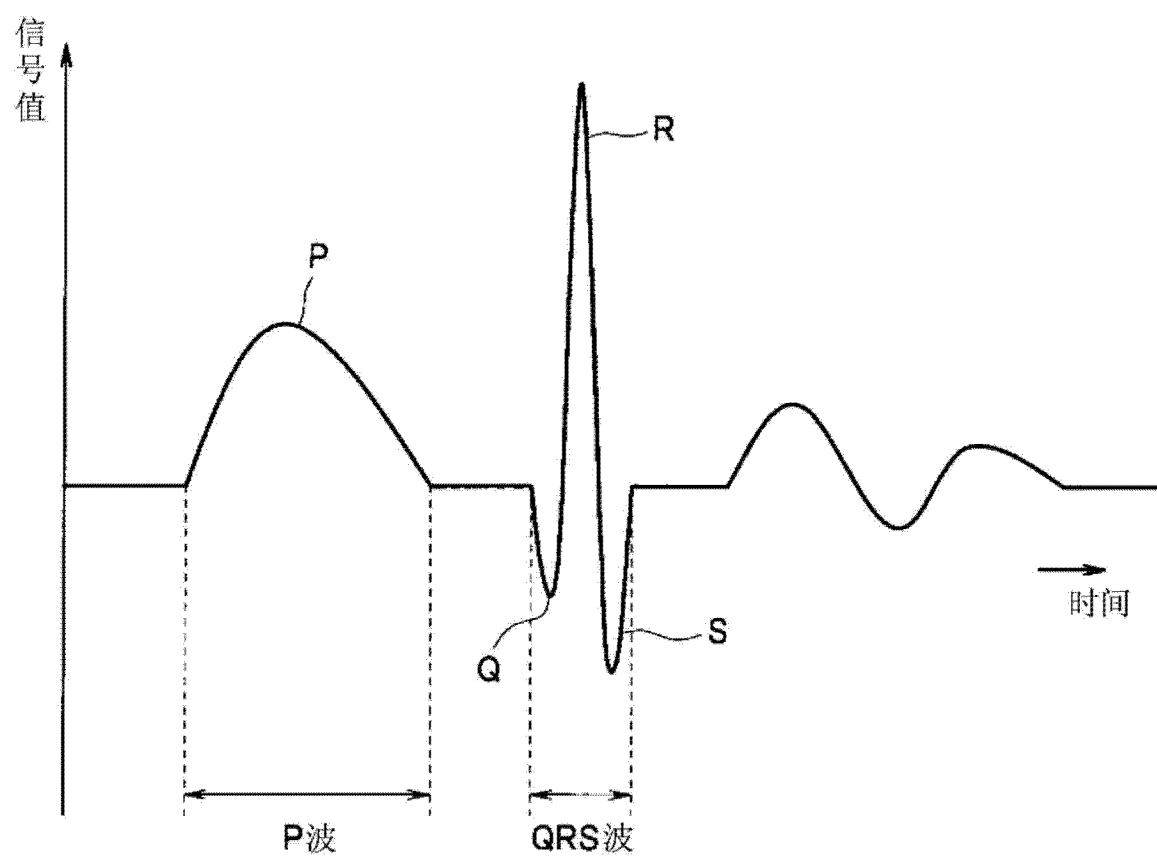


图 3

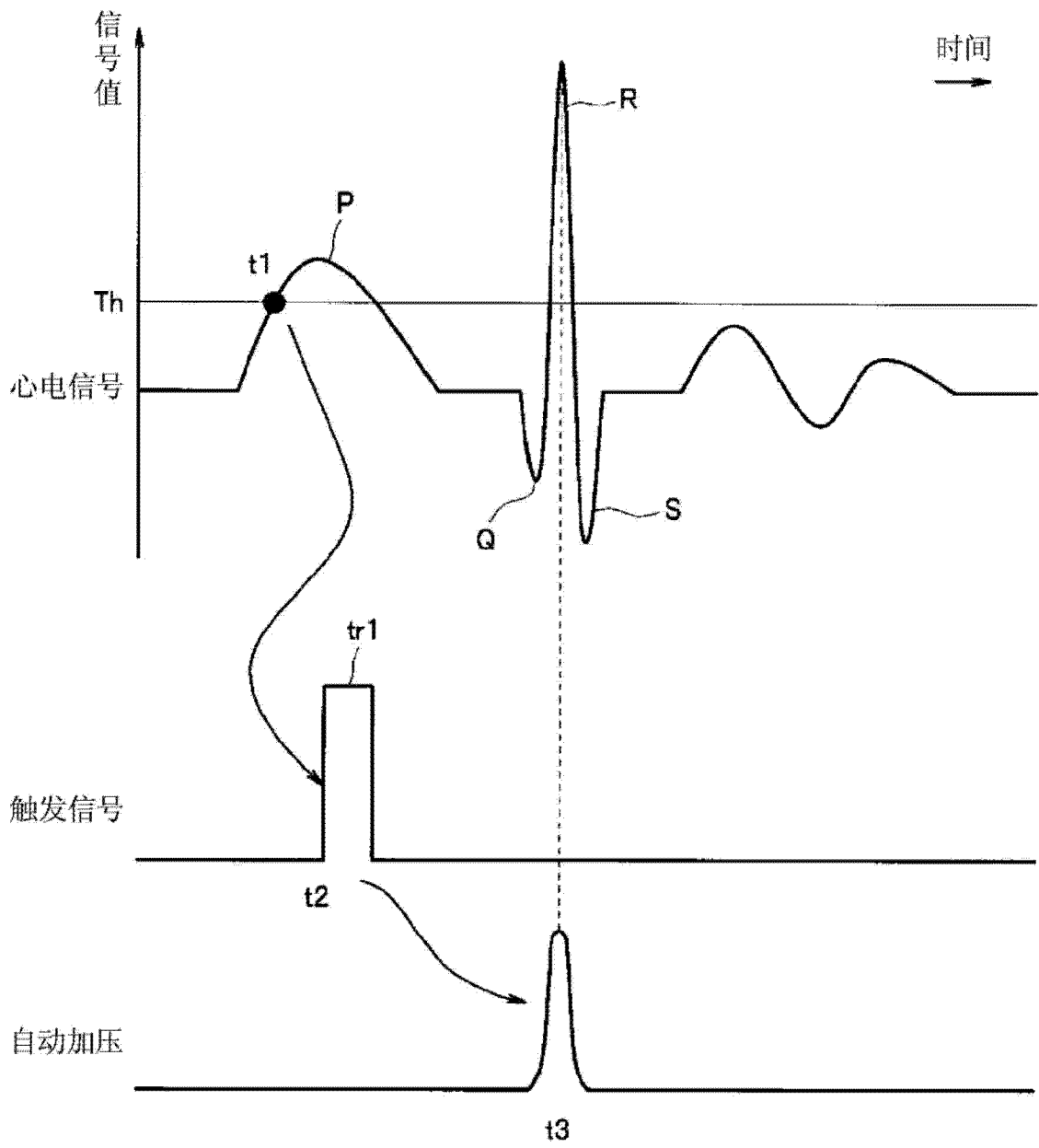


图 4

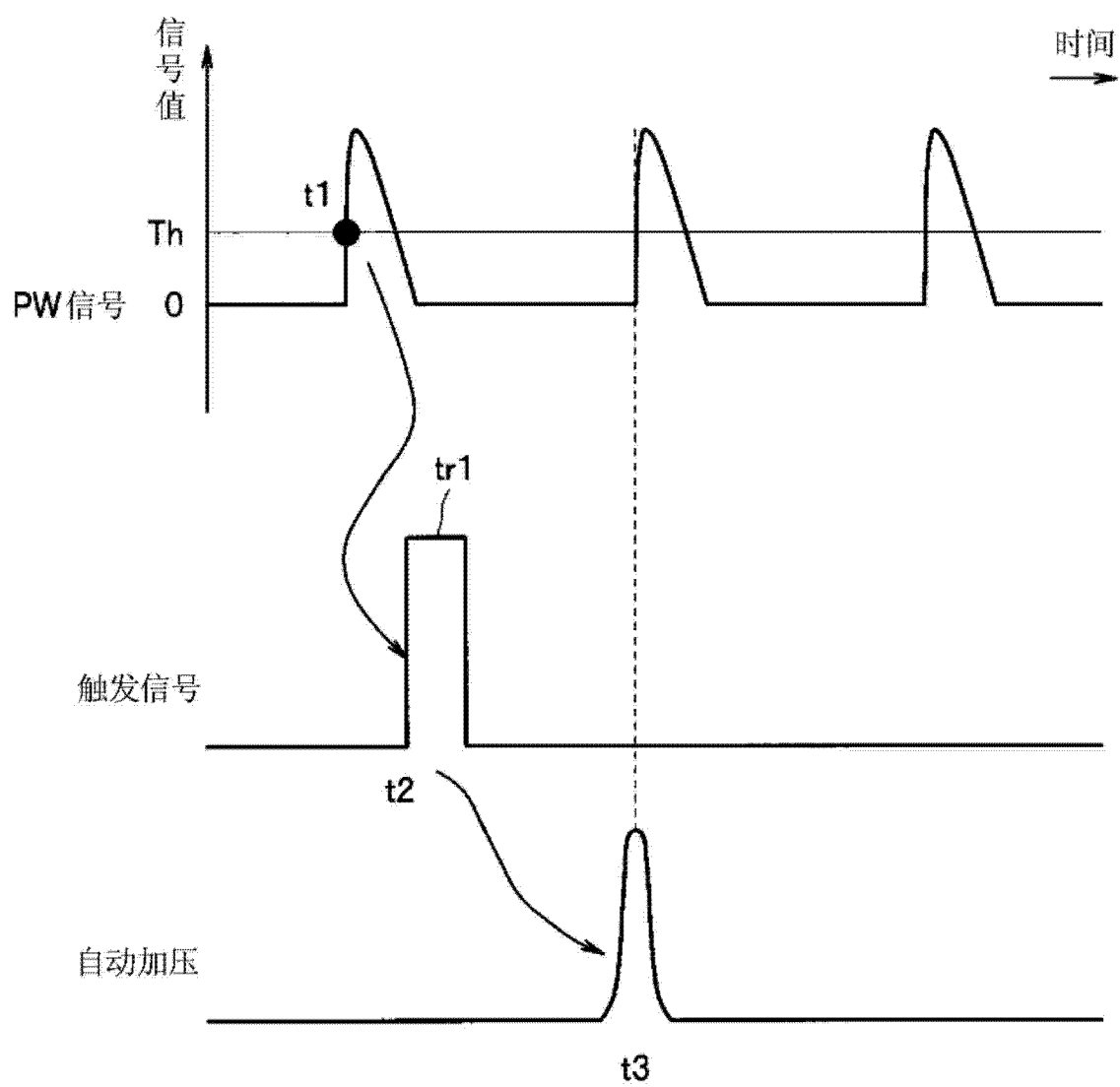


图 5

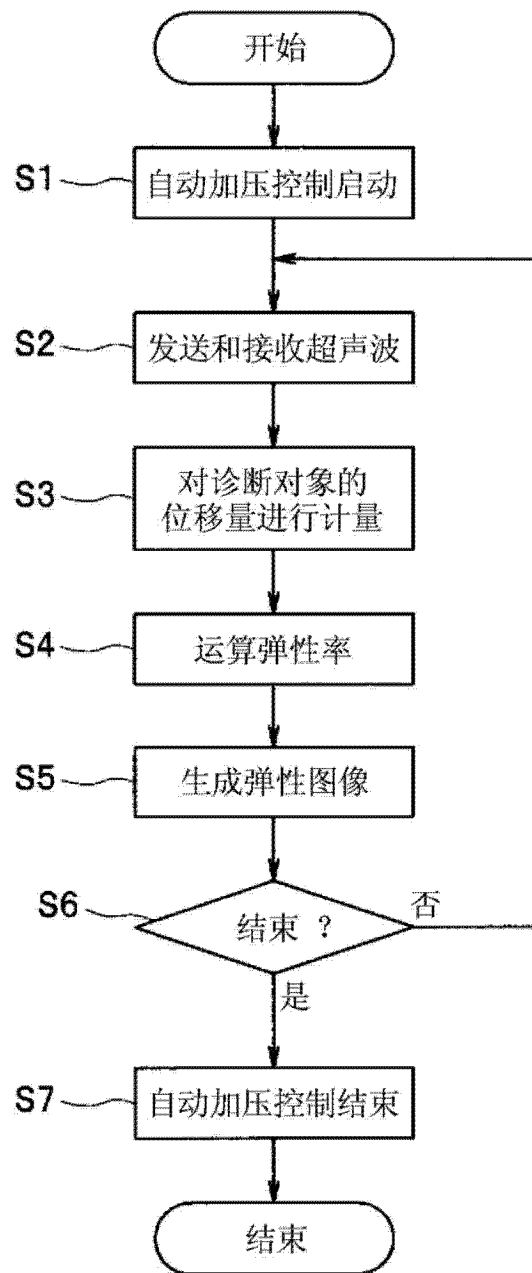


图 6

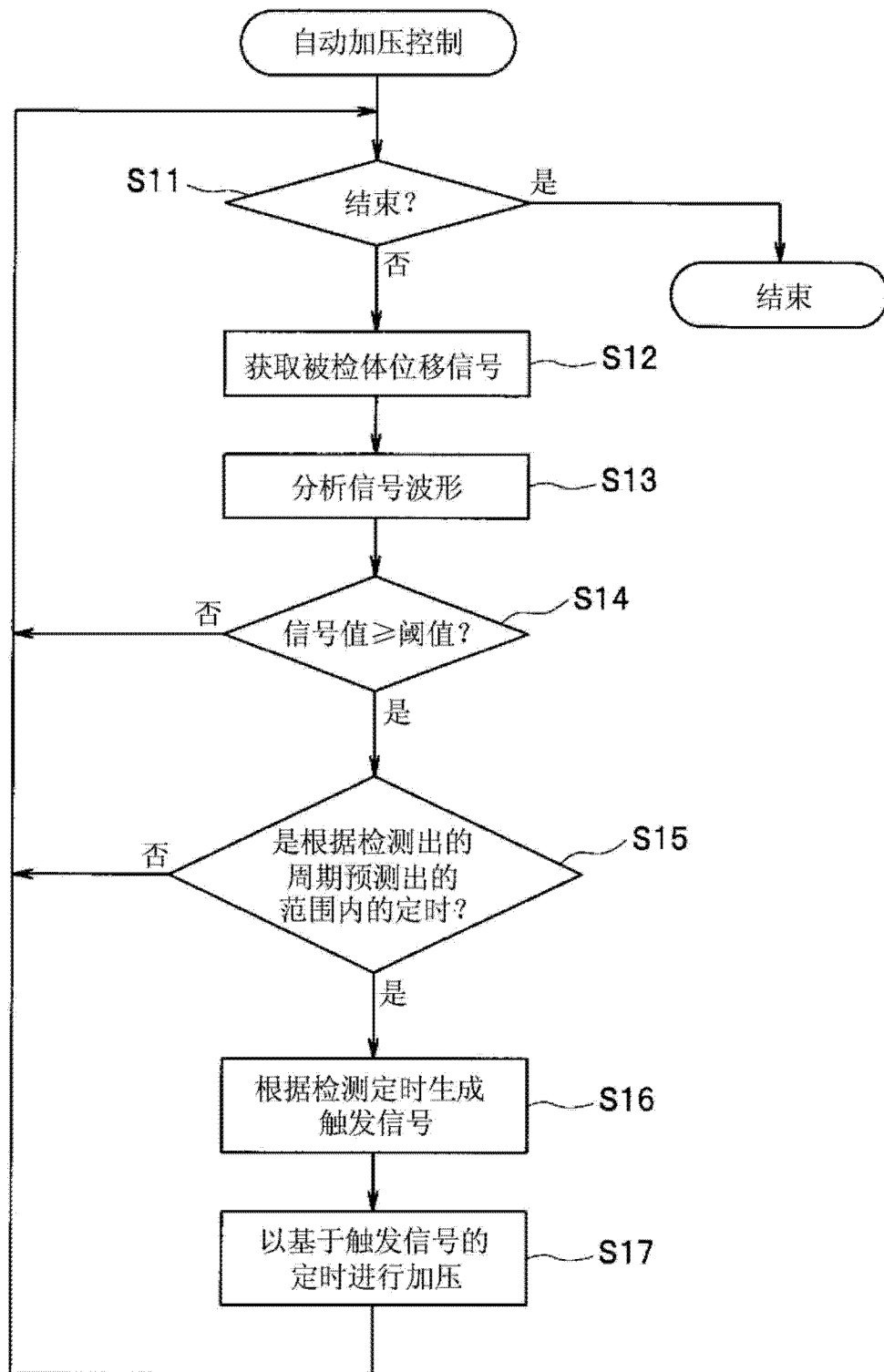


图 7

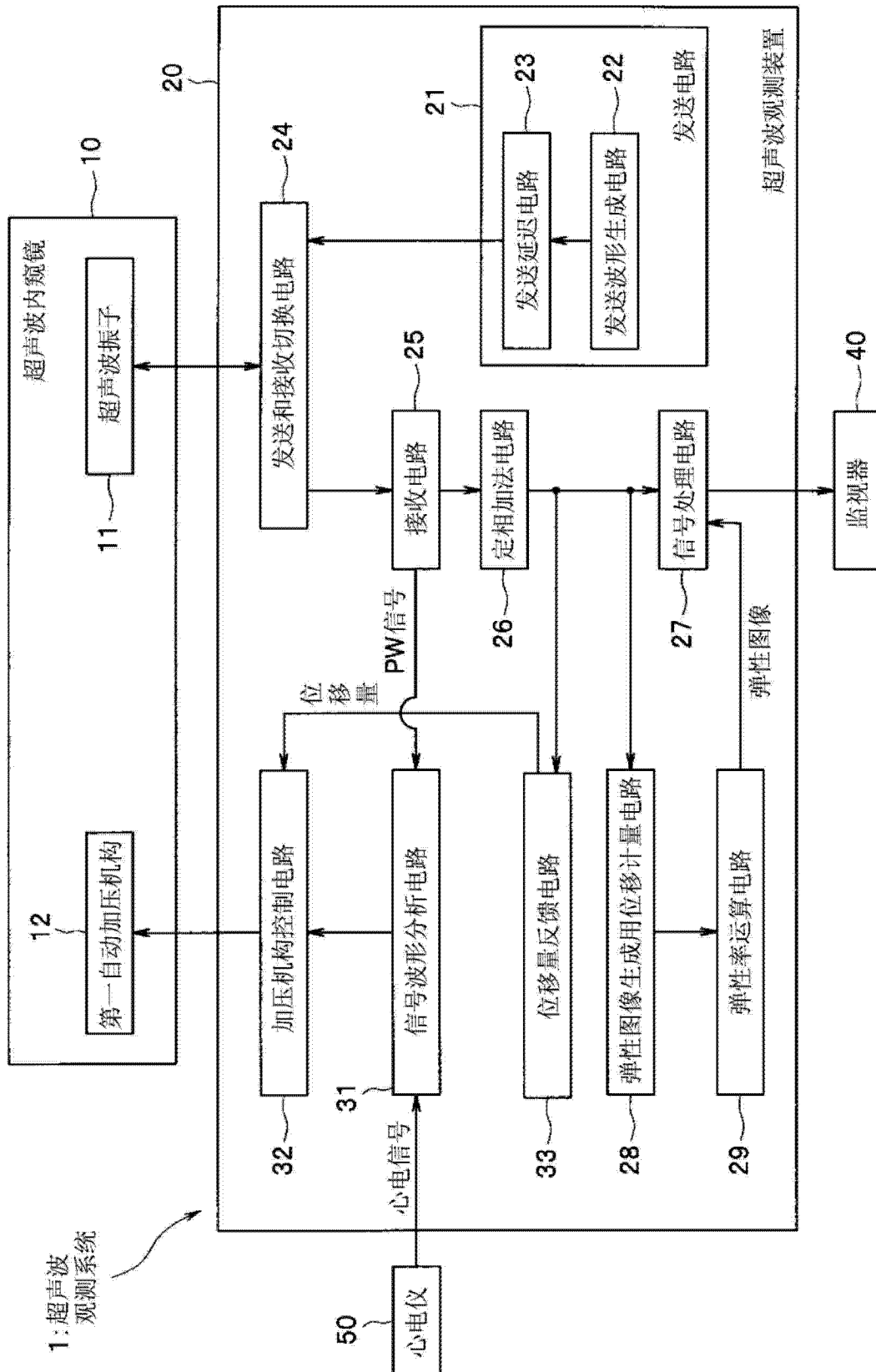


图 8

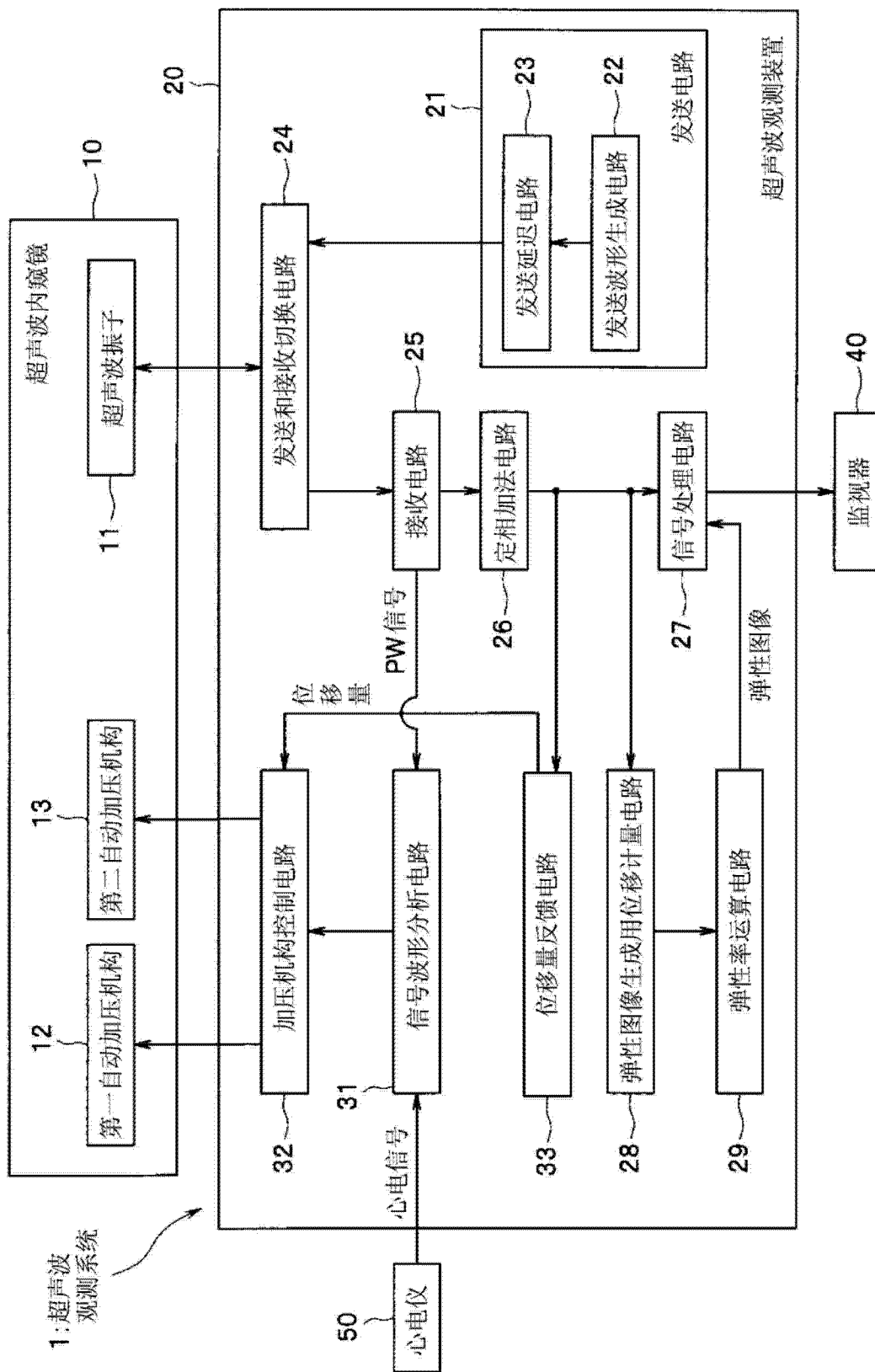


图 9

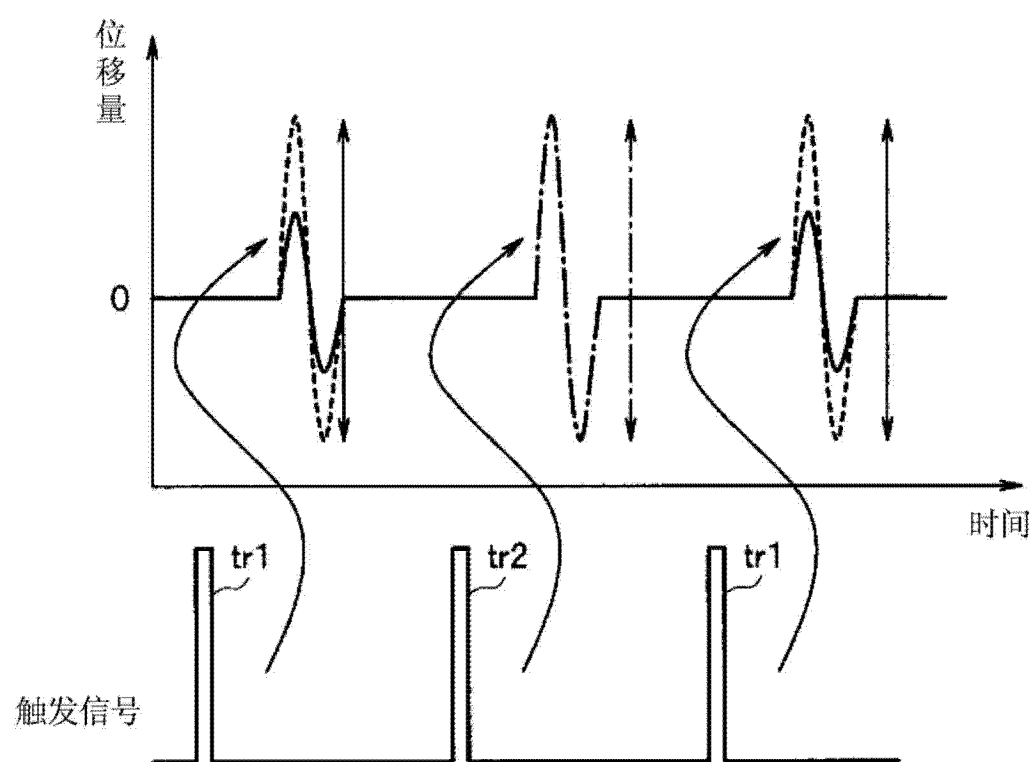


图 10

专利名称(译)	超声波观测系统、超声波观测系统的动作方法		
公开(公告)号	CN104507395A	公开(公告)日	2015-04-08
申请号	CN201480001968.4	申请日	2014-05-01
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	三宅达也		
发明人	三宅达也		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/5284 A61B8/54 A61B8/463 A61B8/5276 A61B8/12 A61B5/0051 A61B5/0053 A61B5/0402 A61B8/02 A61B8/461 A61B8/467 A61B8/488 A61B8/5223 A61B8/543		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
优先权	2013133888 2013-06-26 JP		
其他公开文献	CN104507395B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声波观测系统(1)具备：超声波振子(11)，其对被检体发送和接收超声波来生成超声波信号；第一自动加压机构(12)，其对被检体施加按压力来使被检体产生加压位移；弹性图像生成用位移计量电路(28)，其根据超声波信号对被检体的图像用位移量进行计量；弹性率运算电路(29)，其根据图像用位移量来运算被检体的弹性率；信号波形分析电路(31)，其分析基于被检体的位移的信号的波形来获取位移的极大点和位移周期；以及加压机构控制电路(32)，其根据信号波形分析结果使第一自动加压机构(12)与位移周期同步地在与位移的极大点相同的定时进行加压。

