



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104321019 A

(43) 申请公布日 2015. 01. 28

(21) 申请号 201380026388. 6

(22) 申请日 2013. 10. 16

(30) 优先权数据

2013-007609 2013. 01. 18 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 11. 20

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/078075 2013. 10. 16

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/112168 JA 2014. 07. 24

(71) 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 三宅达也

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事务所 (普通合伙) 11277

代理人 刘新宇

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006. 01)

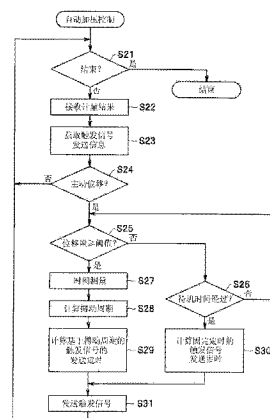
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(54) 发明名称

超声波观测系统

(57) 摘要

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 ; 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 (33), 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 (34), 其根据图像用位移量运算被检体的弹性率 ; 加压机构控制用位移计量电路 (31), 其根据超声波信号对被检体的控制用位移量进行计量 ; 以及加压机构控制电路 (32), 其根据控制用位移量来控制自动加压机构 (12), 其中, 加压机构控制电路 (32) 计算基于被检体的主动位移的控制用位移量为规定阈值以上的周期, 控制自动加压机构 (12) 使得自动加压机构 (12) 以与所计算出的周期相应的定时施加按压力。



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;

位移关联量检测部,其检测与上述被检体的位移相关联的位移关联量;

弹性图像用位移计量部,为了生成上述被检体的弹性图像,该弹性图像用位移计量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;

弹性率运算部,其根据上述图像用位移量运算上述被检体的弹性率;

加压控制用位移计量部,为了控制上述加压部,该加压控制用位移计量部根据上述位移关联量对上述被检体的控制用位移量进行计量;以及

加压控制部,其根据上述控制用位移量来控制上述加压部,

其中,上述加压控制部计算基于上述被检体的主动位移的上述控制用位移量为预先设定的阈值以上的周期,控制上述加压部使上述加压部以与所计算出的周期相应的定时施加按压力。

2. 根据权利要求1所述的超声波观测系统,其特征在于,

上述加压控制部根据上述加压部施加按压力的定时来估计基于上述加压位移的控制用位移量,将所估计出的控制用位移量排除来计算上述周期,由此计算基于上述主动位移的周期。

3. 根据权利要求2所述的超声波观测系统,其特征在于,

上述加压控制部生成触发信号并输出到上述加压部,由此控制上述加压部,

上述加压部以将上述触发信号作为基准得到的定时来对上述被检体施加按压力。

4. 根据权利要求3所述的超声波观测系统,其特征在于,

上述加压控制部还以上述控制用位移量超过上述阈值的定时对上述周期进行计量。

5. 根据权利要求4所述的超声波观测系统,其特征在于,

在由上述加压控制用位移计量部对基于上述加压位移的控制用位移量进行了计量时,上述加压控制部以使所计量出的位移量超过上述阈值的定时为上述周期的等分割点的方式来生成上述触发信号并输出到上述加压部。

6. 根据权利要求5所述的超声波观测系统,其特征在于,

上述加压控制部还控制在一个上述周期内生成的上述触发信号的数量。

7. 根据权利要求6所述的超声波观测系统,其特征在于,

上述加压控制部根据上述弹性图像的帧频来设定在一个上述周期内生成的上述触发信号的数量。

8. 根据权利要求1所述的超声波观测系统,其特征在于,

在基于上述主动位移的上述控制用位移量小于上述阈值的期间为规定期间以上的情况下,上述加压控制部控制上述加压部,使得上述加压部将与上述主动位移无关的固定周期的按压力施加到上述被检体来使上述被检体产生上述加压位移。

9. 根据权利要求8所述的超声波观测系统,其特征在于,

上述规定期间是能够设想为上述被检体的主动位移的周期的上限期间。

10. 根据权利要求 9 所述的超声波观测系统,其特征在于,

能够设想为上述被检体的主动位移的周期的上述上限期间是能够设想为生物体的搏动周期的上限期间。

11. 根据权利要求 10 所述的超声波观测系统,其特征在于,

上述加压控制部根据上述弹性图像的帧频来设定上述固定周期。

12. 根据权利要求 1 所述的超声波观测系统,其特征在于,

上述加压控制部计算基于上述主动位移的上述控制用位移量的最大值,以使与所计算出的最大值相等的值为基于上述加压位移的控制用位移量的最大值的方式控制上述加压部。

13. 根据权利要求 1 所述的超声波观测系统,其特征在于,

上述超声波振子兼用作上述位移关联量检测部,上述位移关联量为由上述超声波振子生成的超声波信号。

14. 根据权利要求 1 所述的超声波观测系统,其特征在于,

上述位移关联量检测部具备压力传感器,上述位移关联量为由上述压力传感器检测出的压力。

15. 根据权利要求 1 所述的超声波观测系统,其特征在于,

还具备探头以及超声波观测装置,

上述超声波振子、上述加压部以及上述位移关联量检测部被设置于上述探头,上述弹性图像用位移计量部、上述弹性率运算部、上述加压控制用位移计量部以及上述加压控制部被设置于上述超声波观测装置。

超声波观测系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种根据发送和接收超声波而得到的超声波信号来生成包含弹性图像的图像的超声波观测系统。

背景技术

[0002] 根据因挤压力产生的生物体组织的失真量来生成表示生物体组织的硬度或者柔软度的弹性图像的超声波诊断装置正在实用化。

[0003] 例如在日本特开 2004-351062 号公报中记载了以下一种超声波诊断装置：手术操作者使用探头对被检体施加外力，获取时间上不同的多个断层图像数据，根据获取到的断层图像数据来计算出各组织的位移以及弹性率，从而制作弹性图像。而且，记载了以下技术：为了得到适当的弹性图像而测量压力，显示适当的压力范围，由此手术操作者能够进行适当的加压操作。

[0004] 但是，在手动的组织挤压方法中，难以在整个一系列挤压过程中维持适当的挤压速度。

[0005] 因此，在国际公开公报 W02006/041050 号中记载了一种能够弹性测量的体外式的超声波探头，为了得到适当的弹性数据而能够进行自动加压。并且，记载了以下技术：在自动加压过程中，根据超声波接收信号帧数据的周期信息来控制挤压动作的挤压速度。

[0006] 另外，在被检体为生物体等的情况下，有时看到搏动、脉动这种基于被检体的主动位移的固定节奏的压力动作。因此，考虑根据这种被检体的主动位移来得到弹性图像，但是该主动位移的振幅、周期不一定适合于生成弹性图像，有时位移量小或者周期比适当的周期长。因而，如果不采取一些对策，则难以总是得到适当的弹性图像。

[0007] 本发明是鉴于上述情形而完成的，目的在于提供一种能够稳定地得到适当的弹性图像的超声波观测系统。

发明内容

[0008] 为了达到上述目的，本发明的一个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；位移关联量检测部，其检测与上述被检体的位移相关联的位移关联量；弹性图像用位移计量部，为了生成上述被检体的弹性图像，该弹性图像用位移计量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；弹性率运算部，其根据上述图像用位移量运算上述被检体的弹性率；加压控制用位移计量部，为了控制上述加压部，该加压控制用位移计量部根据上述位移关联量对上述被检体的控制用位移量进行计量；以及加压控制部，其根据上述控制用位移量来控制上述加压部，其中，上述加压控制部计算基于上述被检体的主动位移的上述

控制用位移量为预先设定的阈值以上的周期,控制上述加压部施使得上述加压部施以与所计算出的周期相应的定时加按压力。

附图说明

[0009] 图 1 是表示本发明的第一实施方式中的超声波观测系统的结构的框图。

[0010] 图 2 是表示在上述第一实施方式中在自动加压机构没有施加按压力时由加压机构控制用位移计量电路计量得到的被检体的主动位移的例子的曲线图。

[0011] 图 3 是用于说明在上述第一实施方式中计算被检体的主动位移的周期的方法的曲线图。

[0012] 图 4 是表示在上述第一实施方式中在自动加压机构施加按压力时由加压机构控制用位移计量电路计量得到的被检体的主动位移和加压位移的例子的曲线图。

[0013] 图 5 是表示上述第一实施方式中的弹性图像生成处理的流程图。

[0014] 图 6 是表示上述第一实施方式中的自动加压控制的处理的流程图。

[0015] 图 7 是表示本发明的第二实施方式中的超声波观测系统的结构的框图。

具体实施方式

[0016] 以下,参照附图来说明本发明的实施方式。

[0017] [第一实施方式]

[0018] 图 1 至图 6 示出本发明的第一实施方式,图 1 是表示超声波观测系统 1 的结构的框图。

[0019] 该超声波观测系统 1 是以下系统: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,具备超声波内窥镜 10、超声波观测装置 20 以及监视器 40。

[0020] 超声波内窥镜 10 是具备超声波振子 11 和自动加压机构 12 的探头。

[0021] 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生成超声波信号,例如构成为排列多个振动元件而成的振子阵列。

[0022] 自动加压机构 12 是以将来自后述的加压机构控制电路 32 的触发信号作为基准而得到的定时来对被检体施加按压力而产生加压位移的加压部。该自动加压机构 12 例如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,也可以是使流体(如果考虑到不使由超声波振子 11 发送和接收的超声波衰减则优选使用液体)输入输出到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,也可以采用其它结构。

[0023] 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、加压机构控制用位移计量电路 31、加压机构控制电路 32、弹性图像生成用位移计量电路 33、弹性率运算电路 34 以及控制电路 35。

[0024] 发送电路 21 包括发送波形生成电路 22 和发送延迟电路 23。

[0025] 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。

[0026] 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）。

[0027] 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，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。

[0028] 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。

[0029] 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。

[0030] 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 34 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。

[0031] 加压机构控制用位移计量电路 31 是根据来自定相加法电路 26 的超声波信号对被检体的控制用位移量（用于控制作为加压部的自动加压机构 12 的位移量）进行计量的加压控制用位移计量部。因而，在本实施方式中，超声波振子 11 兼用作对与被检体的位移相关联的位移关联量进行检测的位移关联量检测部，位移关联量为由超声波振子 11 生成的超声波信号。

[0032] 加压机构控制电路 32 是根据由加压机构控制用位移计量电路 31 计量得到的控制用位移量来生成触发信号并输出到自动加压机构 12 而控制自动加压机构 12 的加压控制部。该加压机构控制电路 32 计算基于被检体的主动位移的控制用位移量为预先设定的阈值以上的周期，控制自动加压机构 12 使自动加压机构 12 以与所计算出的周期相应的定时施加按压力。

[0033] 弹性图像生成用位移计量电路 33 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）进行计量的弹性图像用位移计量部。

[0034] 此外，在本实施方式中，如上所述，位移关联量检测部为超声波振子 11，因此加压机构控制用位移计量电路 31 和弹性图像生成用位移计量电路 33 均根据超声波信号来检测位移量。因此，以下，说明加压机构控制用位移计量电路 31 与弹性图像生成用位移计量电路 33 中的基础位移量检测部分的结构为共用（称为共用位移计量电路等）。

[0035] 弹性率运算电路 34 是根据由弹性图像生成用位移计量电路 33 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 34 按被检体的每个坐标运算弹性率，由此运算结果成为在二维坐标上分布弹性率的弹性图像。

[0036] 控制电路 35 对超声波观测装置 20 内的各电路进行控制，并且对加压机构控制电路 32 输出帧频的信息。

[0037] 监视器 40 显示来自信号处理电路 27 的显示用图像。

[0038] 图 2 是表示在自动加压机构 12 未施加按压力时由加压机构控制用位移计量电路 31 计量得到的被检体的主动位移的例子的曲线图。

[0039] 在被检体的主动位移例如为搏动、脉动的情况下，如图所示，每隔固定时间间隔相对于振动中心产生正负的振幅，成为周期性位移。

[0040] 图 3 是用于说明计算被检体的主动位移的周期的方法的曲线图，图 4 是表示在自动加压机构 12 施加按压力时由加压机构控制用位移计量电路 31 计量得到的被检体的主动

位移和加压位移的例子的曲线图。

[0041] 在图 2 示出的情况下,根据测量得到的控制用位移量来直接计算被检体的主动位移的周期即可,但是在图 4 示出的情况下,需要将控制用位移量内包含的加压位移成分(用虚线表示)排除。

[0042] 因此,加压机构控制电路 32 根据输出到自动加压机构 12 的触发信号的定时信息来计算自动加压机构 12 施加按压力的定时进而估计基于加压位移的控制用位移量以何种定时产生。这样估计出的基于加压位移的控制用位移量为在图 4 中用虚线表示的位移量。而且,加压机构控制电路 32 使用将所估计出的控制用位移量(基于加压位移的控制用位移量)排除了的、基于图 2 示出的主动位移的控制用位移量来计算周期,由此计算出基于主动位移的周期。

[0043] 此时,加压机构控制电路 32 以控制用位移量超过阈值的定时(从小于阈值的状态转变为阈值以上的状态的定时)对基于主动位移的周期进行计量,由此进行稳定的周期计量。

[0044] 而且,在由加压机构控制用位移计量电路 31 对基于加压位移的控制用位移量进行计量时,加压机构控制电路 32 以计量得到的位移量超过上述阈值的定时例如成为周期的等分割点的方式来生成触发信号并输出到自动加压机构 12。

[0045] 加压机构控制电路 32 还对在一个周期内生成的触发信号的数量进行控制。例如根据弹性图像的帧频(也就是说,即是信号处理电路 27 所生成的显示图像的帧频,又是因来自发送电路 21 的驱动信号而生成的超声波图像的帧频),设定在一个周期内生成的触发信号的数量。

[0046] 另外,加压机构控制电路 32 计算基于主动位移的控制用位移量的最大值,以使与所计算出的最大值相等的值成为基于加压位移的控制用位移量的最大值的方式控制自动加压机构 12。图 4 示出的加压位移的最大值成为与主动位移的最大值相等的水平。此外,此时优选为,产生主动位移时的被检体的弹性能量与产生加压位移时的被检体的弹性能量相等。此时,例如图 4 示出的主动位移(实线)的山形(或者谷形)的面积与加压位移(虚线)的山形(或者谷形)的面积相等。

[0047] 参照图 5 和图 6 说明这种超声波观测系统 1 中的生成弹性图像的作用。图 5 是表示弹性图像生成处理的流程图,图 6 是表示自动加压控制的处理的流程图。

[0048] 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 5 示出的处理。

[0049] 于是,首先,启动图 6 示出的自动加压控制处理(步骤 S1)。

[0050] 然后,使用上述共用位移计量电路(加压机构控制用位移计量电路 31 与弹性图像生成用位移计量电路 33 的共用电路部分)对作为诊断对象的被检体的位移量进行计量(步骤 S2)。

[0051] 接着,将在步骤 S2 中计量得到的结果发送到图 6 的自动加压控制处理(步骤 S3)。

[0052] 接着,弹性率运算电路 34 根据在步骤 S2 中计量得到的位移量(图像用位移量),按被检体的每个坐标对被检体的弹性率进行运算(步骤 S4)。

[0053] 运算出的弹性率与坐标一起被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还与超声波图像重叠,由此制作显示用图像。

[0054] 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 并反复进行上述那样的处理。

[0055] 另一方面,在判断为结束处理的情况下,在使图 6 示出的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。

[0056] 接着,说明图 6 的自动加压控制的处理。

[0057] 当在上述步骤 S1 中启动该自动加压控制处理而开始时,首先判断是否结束该自动加压控制处理(步骤 S21)。

[0058] 在此尚未结束的情况下,接收在上述步骤 S3 中发送的计量结果(步骤 S22)。

[0059] 然后,加压机构控制电路 32 获取对自动加压机构 12 发送的触发信号的定时,估计作为计量结果而接收到的控制用位移量是基于加压位移得到的还是基于主动位移得到的(步骤 S23)。

[0060] 并且,根据该估计来判断计量结果是否基于主动位移(步骤 S24)。

[0061] 在此,在判断为不是基于主动位移的情况下,返回到上述步骤 S21 的处理。

[0062] 另外,在判断为是基于主动位移的情况下,加压机构控制电路 32 等待计量结果的控制用位移量超过图 3 示出的阈值的定时(从小于阈值的状态转变为阈值以上的状态的定时)(步骤 S25)。

[0063] 在该步骤 S25 中,在控制用位移量尚未超过阈值的情况下,判断等待超过阈值的定时的时间是否到达作为规定期间的待机时间(步骤 S26)。在此,待机时间是能够设想为被检体的主动位移的周期的上限期间,作为具体例,是能够设想为生物体的搏动周期的上限期间(例如 2 秒钟等)。

[0064] 在此,在待机时间未经过的情况下,返回到步骤 S25 而等待超过阈值的定时。

[0065] 这样在步骤 S25 中,在判断为控制用位移量超过阈值的情况下,对控制用位移量超过阈值时的时间进行测量(步骤 S27)。

[0066] 然后,根据测量得到的时间来计算主动位移的周期(例如搏动周期)(步骤 S28)。在此,在上述步骤 S25 中控制用位移量超过阈值为开始该自动加压控制的处理之后第一次的情况下,是图 3 示出的第一计量点进行测量的阶段,因此还无法计算主动位移的周期,在此不进行任何处理而进入到之后的处理。另外,在控制用位移量超过阈值为第二次的情况下,图 3 示出的第二计量点也进行测量,由此计算出主动位移的周期。此外,在控制用位移量超过阈值为第三次或者更高的情况下,依次地,控制用位移量超过阈值的最新的时间点成为第二计量点,从该第二计量点向过去追溯一个时间点得到的时间点成为第一计量点。

[0067] 接着,加压机构控制电路 32 根据计算出的主动位移的周期来计算发送触发信号的定时(步骤 S29)。如上所述,例如以在主动位移的周期的等分割点得到加压位移的方式计算该触发信号的发信定时。在此,在要得到适当的弹性图像的情况下,需要使主动位移与加压位移匹配的被检体的位移量的振动周期适当。然后,适当的振动周期还依赖于弹性图像的帧频。这样,在考虑弹性图像的帧频的基础上由加压机构控制电路 32 来决定用于得到适当的振动周期的等分割数(即,由加压机构控制电路 32 对在一个周期内生成的触发信号的数量进行控制)。

[0068] 另一方面,在步骤 S26 中,在判断为即使待机时间经过位移量也未超过阈值的情况下(也就是说,在基于主动位移的控制用位移量小于阈值的期间为规定期间以上的情况下),主动位移量小,不适合依赖于主动位移来制作弹性图像。

[0069] 因此,加压机构控制电路 32 计算与主动位移无关的固定定时的触发信号的发信定时(步骤 S30)。即,加压机构控制电路 32 对自动加压机构 12 进行控制,将与主动位移无关的固定周期的按压力施加到被检体来产生加压位移。此时,加压机构控制电路 32 以根据弹性图像的帧频来得到适当的弹性图像的方式设定固定周期的情况与步骤 S29 的情况相同。

[0070] 然后,以在步骤 S29 或者步骤 S30 中计算出的定时,加压机构控制电路 32 对自动加压机构 12 发送触发信号(步骤 S31),返回到步骤 S21 的处理。

[0071] 这样,在步骤 S21 中在从上述步骤 S7 的处理接收到结束信号的情况下,结束该自动加压控制处理。

[0072] 根据这种第一实施方式,计算基于被检体的主动位移的控制用位移量为阈值以上的周期,以与所计算出的周期相应的定时对被检体施加按压力,因此能够稳定地得到适当的弹性图像。

[0073] 此时,根据施加按压力的定时来估计基于加压位移的控制用位移量,将所估计出的控制用位移量排除来计算周期,由此能够正确地计算基于主动位移的周期。

[0074] 然后,自动加压机构 12 以将所输入的触发信号为基准而得到的定时来对被检体施加按压力,因此能够正确地控制加压位移的定时。

[0075] 另外,以控制用位移量超过阈值的定时来对基于主动位移的周期进行计量,由此能够进行稳定的周期计量。

[0076] 并且,以计量得到的加压位移量超过阈值的定时成为周期的等分割点的方式来生成触发信号并输出到自动加压机构 12,由此得到考虑了触发信号的发送与被检体产生位移的时间滞后的、等时间间隔的被检体位移,能够得到更优的弹性图像。

[0077] 除此以外,能够对在一个周期内生成的触发信号的数量进行控制,因此能够以最佳周期使被检体产生位移。根据弹性图像的帧频来设定该触发信号的数量,由此能够得到容易观察被检体的弹性状态的弹性图像。

[0078] 另一方面,在主动位移量小的情况下,将与主动位移无关的固定周期的按压力施加到被检体,因此在该情况下也能够获取适当的弹性图像。在此,由于设定为在生物体的搏动周期等能够设想为被检体的主动位移的周期的上限期间内判断主动位移量是否小,因此能够以短时间(不需要无用地长时间等待)获取适当的弹性图像的状态。根据弹性图像的帧频来设定将该按压力施加到被检体的固定周期,由此能够得到容易观察被检体的弹性状态的弹性图像。

[0079] 然后,设为加压位移量的最大值与主动位移量的最大值相等,由此减小加压位移与主动位移的差异,从而能够得到稳定的弹性图像。

[0080] 另外,设为超声波振子 11 兼用作位移关联量检测部,因此不需要对超声波内窥镜 10 另外设置位移关联量检测部,从而能够使结构简单。并且,能够将对超声波信号进行处理的接收电路 25、定相加法电路 26 兼用作超声波图像用,因此能够更进一步使结构合理地简化。除此以外,还能够使加压机构控制用位移计量电路 31 与弹性图像生成用位移计量电路 33 的电路部分共用,因此能够完成更简单的结构。

[0081] 然后,在超声波内窥镜 10 中设置超声波振子 11 和自动加压机构 12,将其它上述各电路设置于超声波观测装置 20,因此能够极力抑制超声波内窥镜 10 的大型化。

[0082] [第二实施方式]

[0083] 图 7 是表示本发明的第二实施方式的图,是表示超声波观测系统 1 的结构的框图。

[0084] 在该第二实施方式中,对与上述第一实施方式相同的部分附加相同的附图标记等适当地省略说明,主要说明不同的点。

[0085] 在上述第一实施方式中,超声波振子 11 兼用作对与被检体的位移相关联的位移关联量进行检测的位移关联量检测部,位移关联量为由超声波振子 11 生成的超声波信号。与此相对,在本实施方式中,将位移关联量检测部与超声波振子 11 分开设置。

[0086] 超声波内窥镜 10 具备超声波振子 11 和自动加压机构 12,并且,还具备作为位移关联量检测部的压力传感器 13。该压力传感器 13 例如被配置于超声波振子 11 的前端侧的能够与被检体抵接的部位。

[0087] 由该压力传感器 13 检测出的压力作为位移关联量而被输入到加压机构控制用位移计量电路 31。因而,加压机构控制用位移计量电路 31 根据由压力传感器 13 检测出的压力来对上述位移量进行计量。

[0088] 另一方面,弹性图像生成用位移计量电路 33 对位移量的计量是与上述第一实施方式相同地根据由超声波振子 11 生成的超声波信号来进行的。

[0089] 因此,在上述第一实施方式中加压机构控制用位移计量电路 31 与弹性图像生成用位移计量电路 33 具有共用电路部分,但是在本实施方式中加压机构控制用位移计量电路 31 与弹性图像生成用位移计量电路 33 成为分开的电路。

[0090] 根据这种第二实施方式,起到与上述第一实施方式大致相同的效果,并且将位移关联量设为由压力传感器 13 检测出的压力,因此能够根据与被检体抵接而直接检测出的压力来对位移量进行计量。

[0091] 此外,作为位移关联量,在第一实施方式中使用由超声波振子 11 生成的超声波信号,在第二实施方式中使用由压力传感器 13 检测出的压力,但是也可以构成为,加压机构控制用位移计量电路 31 使用这两者来更精确地对位移量进行计量。

[0092] 另外,如上所述,主要说明了超声波观测系统 1,但是可以是如上所述那样对具备自动加压机构 12 的超声波观测系统 1 进行控制的控制方法,也可以是如上所述那样使计算机对具备自动加压机构 12 的超声波观测系统 1 进行控制的控制程序、由记录该控制程序的计算机可读的记录介质等。

[0093] 而且,本发明并不限定于上述实施方式,在实施阶段中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,通过将上述实施方式所公开的多个结构要素适当地进行组合,来能够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中删除几个结构要素。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。

[0094] 本申请是主张 2013 年 1 月 18 日在日本申请的特愿 2013-007609 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。

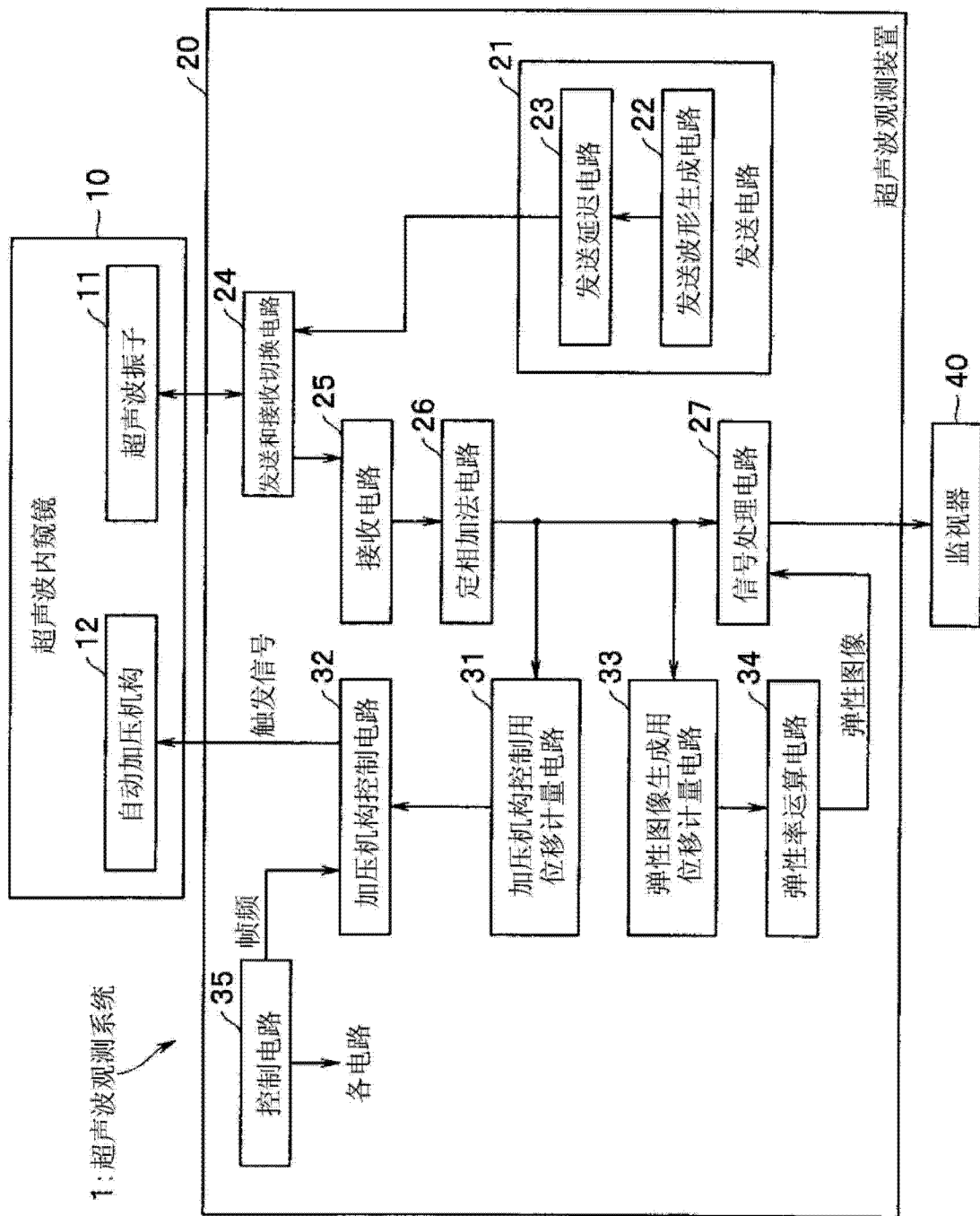


图 1

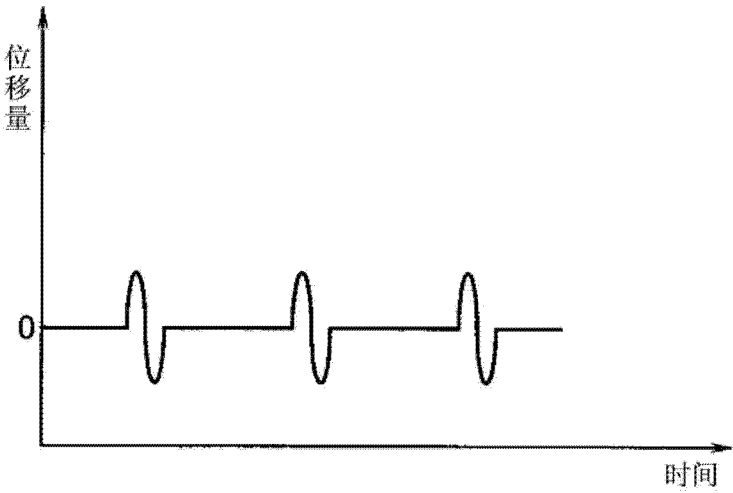


图 2

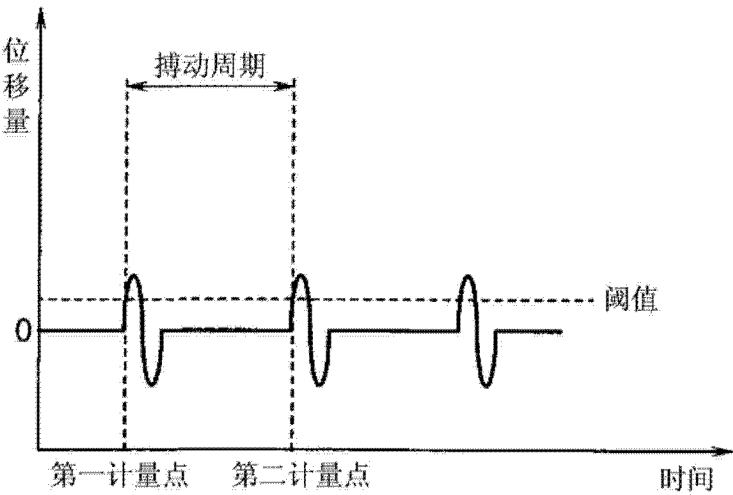


图 3

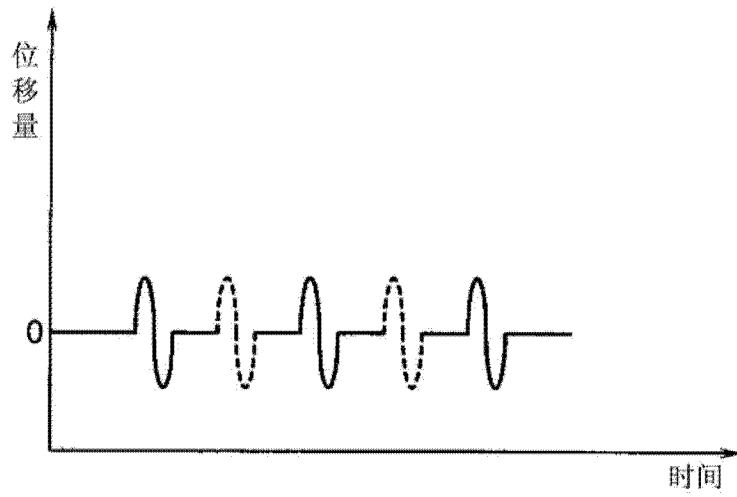


图 4

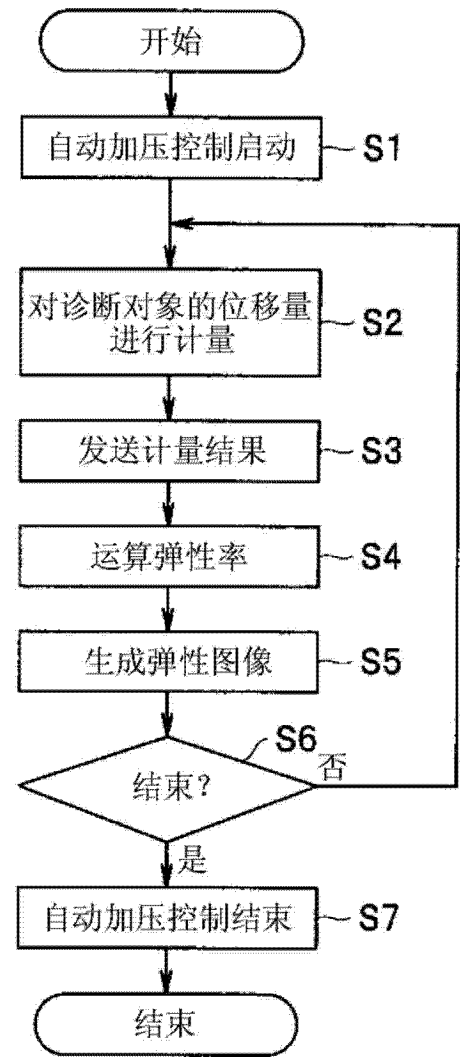


图 5

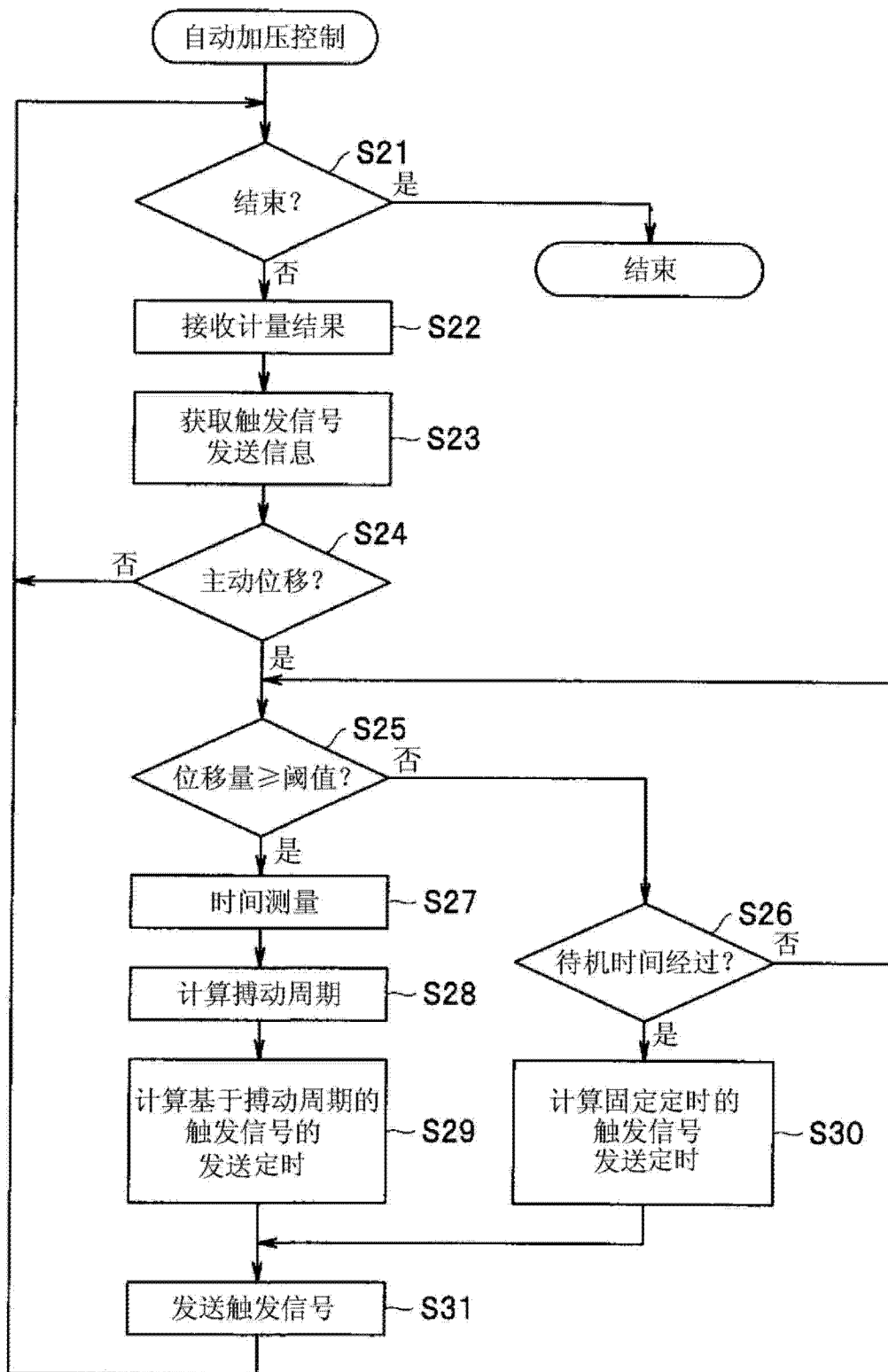


图6

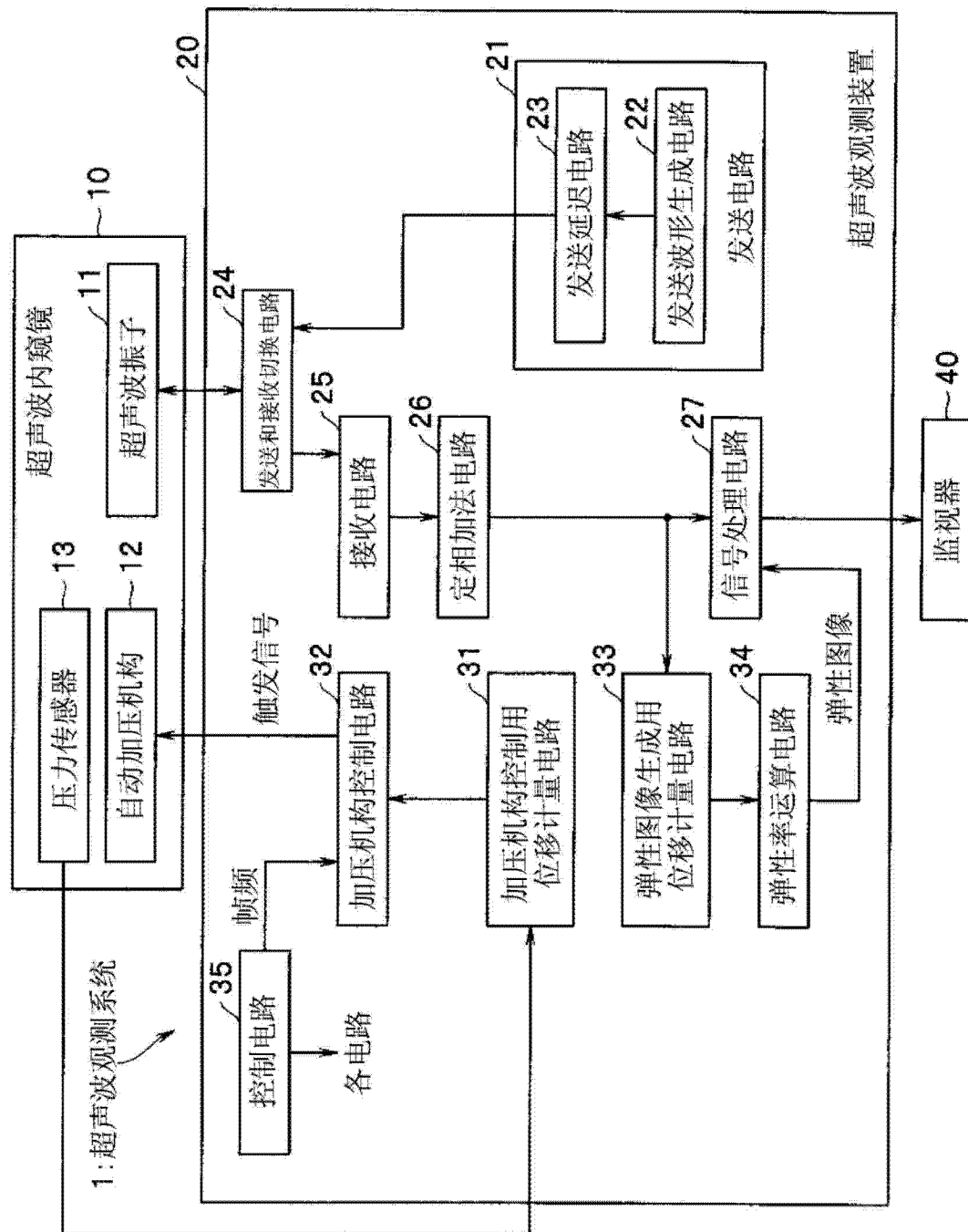


图 7

专利名称(译)	超声波观测系统		
公开(公告)号	CN104321019A	公开(公告)日	2015-01-28
申请号	CN201380026388.6	申请日	2013-10-16
[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	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/085 A61B8/5207 A61B8/12 A61B8/429 A61B8/54 A61B8/543		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2013007609 2013-01-18 JP		
其他公开文献	CN104321019B		
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；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(33)，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(34)，其根据图像用位移量运算被检体的弹性率；加压机构控制用位移计量电路(31)，其根据超声波信号对被检体的控制用位移量进行计量；以及加压机构控制电路(32)，其根据控制用位移量来控制自动加压机构(12)，其中，加压机构控制电路(32)计算基于被检体的主动位移的控制用位移量为规定阈值以上的周期，控制自动加压机构(12)使得自动加压机构(12)以与所计算出的周期相应的定时施加按压力。

