

[51] Int. Cl.
A61B 8/08 (2006.01)

1、一种超声波诊断装置，具备：超声波探针，其与被检测体的包括运动组织的部位之间收发超声波；超声波发送机构，其输出用于驱动上述超声波探针的超声波信号；形态图像取得机构，其根据由上述超声波探针受波后的反射回波信号而取得表示包括上述运动组织的部位的形态信息的形态图像；和弹性图像取得机构，其利用多个上述形态图像的数据而取得表示包括上述运动组织的部位的弹性信息的弹性图像，

上述超声波诊断装置还具有：

位移量检测机构，其利用上述形态图像数据对运动组织的位移量进行检测；和

选择机构，其基于上述位移量来选择上述弹性图像的取得期间，

上述弹性图像取得机构在上述所选择的期间取得上述弹性图像。

2、根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述选择机构选择上述运动组织的位移量比其他期间更急剧的期间。

3、根据权利要求2所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述运动组织是所期望的血管壁，

上述选择机构选择从上述所期望的血管壁开始急剧位移的时刻起至上述血管壁的间隔变为最大的时刻为止的期间。

4、根据权利要求2所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述运动组织是胸腹部内组织，

上述选择机构选择在呼吸运动的呼出期内或吸入期内，且上述胸腹部内组织的位移量为规定的阈值以上的期间。

5、根据权利要求2~4中任一项所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述弹性图像取得机构，在上述所选择的期间连续取得上述弹性图像。

6、根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述弹性图像取得机构，根据上述运动组织的位移量控制上述弹性图像的取得频率。

7、根据权利要求6所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述弹性图像取得机构，根据上述运动组织的位移量的大小，将上述弹性图像的取得频率控制得具有不同的大小。

8、根据权利要求6所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述选择机构选择上述运动组织的位移急剧的第一期间和上述运动组织的位移比上述第一期间缓慢的第二期间，

上述弹性图像取得机构使上述第一期间中的上述弹性图像的取得频率比上述第二期间大。

9、根据权利要求8所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述运动组织是所期望的血管壁，

上述第一期间从所期望的血管壁开始急剧位移的时刻起至上述血管壁的间隔变为最大的时刻为止，

上述第二期间从上述血管壁的间隔为最大的时刻起至上述血管壁开始急剧位移的时刻为止。

10、根据权利要求8所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述运动组织是胸腹部内组织，

上述第一期间是从上述吸入期变为呼出期的时刻和从上述呼出期变为吸入期的时刻之间的期间，

上述第二期间是包括呼吸运动从吸入期变为呼出期的时刻的期间或者是从呼出期变为吸入期的时刻的期间。

11、根据权利要求3或9所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述形态图像取得机构取得M模式图像作为上述形态图像，

上述位移量检测机构利用上述M模式图像而检测出上述所期望的血管壁的位移量。

12、根据权利要求11所述的超声波诊断装置，其特征在于：

还具有输入机构，其输入用于在上述M模式图像上指定上述所期望的血管壁开始急剧位移的时刻和上述血管壁的间隔变为最大的时刻的信息。

13、根据权利要求11所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述位移量检测机构利用上述M模式图像的亮度值的变化来检测出

上述所期望的血管壁的间隔。

14、根据权利要求 4 或 10 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述形态图像取得机构取得断层图像作为上述形态图像，

上述位移量检测机构利用多个断层图像数据来检测出上述胸腹部内组织的位移量。

15、根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述位移量检测机构根据实时取得的上述形态图像数据而实时检测出上述位移量，

上述选择机构根据上述实时检测出的位移量来更新上述选择的期间，

上述弹性图像取得机构在上述更新后的每个期间取得上述弹性图像。

16、根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述选择机构根据所冻结的上述形态图像数据来选择上述取得期间。

17、根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

还具有保存多个上述形态图像数据的保存机构，

上述弹性图像取得机构从上述保存机构取得与上述选择机构所选择的期间对应的上述形态图像数据而生成上述弹性图像。

18、一种超声波弹性图像取得方法，是取得被检测体的包括运动组织的部位的超声波弹性图像的方法，具有：

步骤 a 取得表示包括上述运动组织的部位的形态信息的形态图像；

步骤 b 利用多个上述形态图像的数据而取得表示包括上述运动组织的部位的弹性信息的弹性图像；和

步骤 c 重复上述步骤 a 和 b，

在上述弹性图像取得步骤中，利用上述形态图像数据来检测出上述运动组织的位移量，基于上述位移量选择上述弹性图像的取得期间。

19、根据权利要求 18 所述的超声波弹性图像取得方法，其特征在于：

在上述形态图像取得步骤中，取得包括所期望的血管壁的 M 模式图像作为上述形态图像，

在上述弹性图像取得步骤中，利用上述 M 模式图像的数据来选择上述血管壁的位移量比其他的期间急剧的期间，在该期间中连续取得上述弹性图像。

20、根据权利要求 18 所述的超声波弹性图像取得方法，其特征在于：
在上述形态图像取得步骤中，取得包括上述运动组织的部位的断层图像作为上述形态图像，

在上述弹性图像取得步骤中，利用上述断层图像的数据来选择上述运动组织的位移量比其他的期间急剧的期间，在该期间中连续取得上述弹性图像。

超声波诊断装置及超声波弹性图像取得方法

技术领域

本发明涉及利用超声波取得被检测体内的诊断部位有关的断层图像的超声波诊断装置，尤其涉及取得表示诊断部位的硬度或软度的弹性图像的技术。

背景技术

以往的通常的超声波诊断装置，具备用于对被检测体收发（发送接收）超声波的超声波收发机构、采用由该超声波收发机构接收到的反射回波信号按规定周期反复取得包括运动组织的被检测体内的断层图像数据的断层图像取得机构和显示由断层图像取得机构取得的时间序列断层图像的图像显示机构而构成。并且按照将被检测体内部的生物体组织的形态信息作为 B 模式图像（断层图像）或 M 模式图像而由图像显示机构显示的方式构成。

在这样的以往的通常的超声波诊断装置中，最近也提出了利用诊断部位的生物体组织的多个断层图像来计测形变（distortion）或弹性模量（弹性率），且由图像显示机构显示基于该计测结果的弹性图像的结构。作为显示弹性图像的结构超声波诊断装置，公知有以下专利文献公开的技术等。

专利文献 1 中公开了通过随着由心脏的跳动引起的颈动脉血管内压力的周期变化而血管重复扩张和收缩，不从外部施加压迫而利用血管壁自身位移，来取得血管壁的弹性图像的示例。尤其，利用形变量的最大值来运算血管壁的弹性模量。再有，利用动脉直径的最大值和最小值来运算弹性系数的一种即刚性参数。

专利文献 1：特开 2000-229078 号公报

通常，为了从多个断层图像稳定取得弹性图像，需要生物体组织的位

移量在这些多个断层图像间为某程度以上。这是因为当生物体组织的位移量大时能够稳定检测出位移量的缘故。

另一方面，由于血管内压力变化是由心脏的跳动所引起的，所以在血液从心脏向动脉被强有力地驱出的期间，血管内压力急剧上升而使血管急剧扩张。为此，血管壁的位移也变得急剧，对取得血管壁的弹性图像而言就为适当的期间。

但是，如专利文献公开那样，在利用形变量的最大值或动脉直径的最大值和最小值来求得弹性信息从而使弹性图像图像化的方法中，血管壁的弹性图像大多也只能间隔性地取得，由此，无法将有效的图像信息充分活用在诊断中。

发明内容

本发明的目的在于，提供一种在取得运动组织的弹性图像之际，能对应该运动组织的位移量稳定取得高画质的弹性图像的超声波诊断装置及弹性图像取得方法。

为了达成上述目的，本发明的超声波诊断装置构成如下。

也就是，其特征在于，具有：在被检测体的包括运动组织的部位之间收发超声波的超声波探针、输出用于驱动超声波探针的超声波信号的超声波发送机构、根据由超声波探针受波后的反射回波信号而取得表示包括上述运动组织的部位的形态信息的形态图像的形态图像取得机构、利用多个形态图像的数据而取得表示包括运动组织的部位的弹性信息的弹性图像的弹性图像取得机构、利用形态图像数据对运动组织的位移量进行检测的位移量检测机构、和基于位移量选择弹性图像的取得期间的选择机构，并且弹性图像取得机构在所选择的期间取得弹性图像。

另外，为了达成上述目的，本发明的超声波弹性图像取得方法构成如下。

也就是，是取得被检测体的包括运动组织的部位的超声波弹性图像的方法，具有：

步骤 a 取得表示包括上述运动组织的部位的形态信息的形态图像；

步骤 b 利用多个形态图像的数据而取得表示包括上述运动组织的部位

的弹性信息的弹性图像；和

步骤 c 重复上述步骤 a 和 b，其特征在于，

在弹性图像取得步骤中，利用形态图像数据来检测运动组织的位移量，基于该位移量选择弹性图像的取得期间。

根据本发明，在取得运动组织的弹性图像之际，通过按照该运动组织的位移量对弹性图像的取得进行控制，从而可稳定地取得高画质的弹性图像。

附图说明

图 1 是表示本发明的超声波诊断装置的一实施方式的框图。

图 2 是通常检测出的心电波形的图。

图 3 是表示有 B 模式/M 模式/心电波形的显示例的图。

图 4 是图 3 的 M 模式/心电波形的放大图。

图 5 是表示时间计测机构的框图。

图 6 是手动计测时的说明图。

图 7 是手动计测时的流程图。

图 8 是自动计测法的说明图。

图 9 是计测范围 A 内的亮度值的分布图。

图 10 是距离 D 的计测相关的说明图，(a) 是血管上壁附近的像素亮度比较时的图，(b) 是血管下壁附近的像素亮度比较时的图。

图 11 是表示弹性运算机构的框图。

图 12 是表示操作台的一例的图。

图 13 是表示保存机构的框图。

图 14 是表示呼吸动作所引起的胸腹部内组织的压迫及位移量的图。

图 15 是表示根据位移量控制弹性图像的提取频率的结构例及处理流程的概要图。

图中：1—发送机构，2—发送接收分离机构，3—探针，4—接收机构，5—定相加法运算机构，6—白黑信号处理机构，7—白黑信号信息变换机构，8—切换加法运算机构，9—显示机构，10—保存机构，11—弹性运算机构，12—彩色信号信息交换机构，13—超声波控制机构，14—超声波系

统控制机构，15—操作台，16—时间计测机构，17—生物体信号解析机构，18—电极夹，19—生物体变动检查机构，20—供给机构。

具体实施方式

以下，参照附图对本发明的超声波诊断装置的一实施方式进行说明。
图1是表示本发明的超声波诊断装置的一实施方式的框图。

本发明的超声波诊断装置具备：发送机构1，生成用于向被检测体送波的超声波；探针3，与被检测体抵接而进行超声波的发送接收；接收机构4，放大对由该探针3送波的超声波的反射回波信号；发送接收分离机构2，对超声波的发送接收进行切换；定相加法运算机构5，对接收的反射回波信号进行定相加法运算；白黑信号处理机构6，对定相加法运算机构的输出信号计算出生物体组织的信号强度；白黑信号信息变换机构7，构筑超声波白黑断层图像；保存机构10，以帧为单位将定相加法运算机构5的输出信号保存多帧；弹性运算机构11，根据来自该保存机构10的输出信号即RF帧数据来计测生物体组织的位移量，且计算出弹性模量或形变；彩色信号信息交换机构12，将该弹性运算机构11的输出信号即超声波弹性图像数据构筑为彩色图像；切换加法运算机构8，将白黑信号信息交换机构7及彩色信号信息交换机构12的输出信号进行叠加显示；生物体信号解析机构17，对使用用于检查被检测体的心电的电极夹18所检查的生物体信号进行处理；时间计测机构16，对从心电波形中的任意基准时刻起的时间差进行计测；和超声波控制机构13，控制上述各机构且控制超声波的发送接收。

另外，本发明的超声波诊断装置还具备：显示机构9，显示叠加的超声波白黑断层图像及超声波弹性图像；操作台15，进行各种计测及模式转移等超声波诊断装置的各种操作；和超声波系统控制机构14，基于介由操作台15所输入的控制信息而对超声波诊断装置的系统全体进行控制。

此外，虽然未特别图示，但在本发明的超声波诊断装置中也具备用于计测向被检测体施加的压力的压力传感器（省略图示）。以下，参照图1至图15对上述各机构进行说明。

首先，对超声波诊断装置中通常公知的超声波的发送接收进行说明。

发送机构 1 具有：生成用于驱动探针 3 而产生超声波的送波脉冲，且将所发送的超声波的收敛点设定在某深度的功能。通过配设多个振荡器形成探针 3。探针 3 具有：进行电子束扫描，且介由振荡器对被检测体收发超声波的功能。接收机构 4 具有：将由探针 3 接收的反射回波信号以规定的增益进行放大而生成超声波信号的功能。定相加法运算机构 5 具有：在输入由接收机构 4 放大后的超声波受波信号后，进行相位控制的功能。定相加法运算机构 5 具有：形成相对多个收敛点收敛了的超声波束，且生成作为超声波原始数据的 RF 信号的功能。

接着，对超声波白黑断层图像的构成进行说明。

白黑信号处理机构 6 具有：输入来自定相加法运算机构 5 的 RF 信号，进行增益补正・对数（log）压缩・检波・边缘补偿・滤波处理等的各种信号处理，获得超声波白黑断层图像数据的功能。白黑信号信息变换机构 7 即扫描转换器（converter），包括：将来自白黑信号处理机构 6 的断层图像数据变换为数字信号的 A/D 变换器（省略图示）；按照时间序列存储被变换的多个断层像数据的帧存储器；和控制器（省略图示）。

白黑信号信息变换机构 7 具有：取得帧存储器中存储的被检测体的断层 RF 帧数据作为 1 图像，且以视频同步读出所取得的断层 RF 帧数据的功能。按照白黑信号信息变换机构 7 中读出的数据介由切换加法运算机构 8 由显示机构 9 显示的方式构成。

切换加法运算机构 8 具有：在由白黑信号信息变换机构 7 构成的超声波白黑断层图像和后述的超声波弹性图像叠加（合成）后显示之际，确定其加法运算的比率的功能。此外，在此对加法运算方法进行说明。一般，当设加法运算系数为 α 时，由下式确定。

$$\text{Pix_Sum}(i,j) = \alpha \cdot \text{Pix_B}(i,j) + (1 - \alpha) \cdot \text{Pix_S}(i,j) \quad (1)$$

其中，（i，j）表示像素的坐标，Pix_Sum（i，j）表示合成后的像素值，Pix_B（i，j）表示白黑断层图像的像素值，Pix_S（i，j）表示弹性图像的像素值。断层图像和弹性图像也可不进行合成而各自进行显示。

如图 13 所示，保存机构 10 具备：帧存储器 10b，将来自定相加法运算机构 5 的 RF 信号保存多帧量；和帧存储器控制部 10a，控制对该帧存

存储器 10b 的写入、读出。在进行超声波的发送接收之间，连续进行来自定相加法运算机构 5 的输出，帧存储器控制部 10a 具有：对帧存储器 10b 按照时序重复 RF 帧数据（是 1 帧量的 RF 信号数据组，等效于断层图像数据）的保存和更新的方式进行控制的功能。如后述，在时间计测机构 16 中计测出时间差 t_1 、 t_2 的情况下，从时间计测机构 16 向保存机构 10 输出数据的读出信号，而根据该数据的读出信号，在帧存储器控制部 10a 中，按照对后级的弹性运算机构 11 传送 RF 帧数据的方式向帧存储器 10b 输出读出信号。

如图 11 所示，弹性运算机构 11 具备组织位移量运算部 11a、弹性模量/形变运算部 11b 和弹性数据解析部 11c 而构成。组织位移量运算部 11a 具有：基于上述读出信号根据由保存机构 10 输出的 1 组 RF 帧数据而计算出生物体组织的位移量的功能。

例如，根据 RF 帧数据 (N) 及 RF 帧数据 (X) 进行一维或二维相关处理，求得断层图像的各点对应的生物体组织中的位移或移动矢量，即位移的方向和大小有关的一维或二维位移分布。在此，在移动矢量的检测中使用块匹配法 (block matching)。所谓块匹配法是指将图像分成例如由 $K \times L$ 个像素组成的模块，着眼于感兴趣区域内的模块，从其他的 RF 帧数据中搜索与所着眼的模块最近似的模块，并参考该模块实施预测编码，即进行利用差分决定抽样值 (sampled value) 的处理。

弹性模量·形变运算部 11b 具有：根据由组织位移量运算部 11a 计算出的位移分布来计算出弹性模量·形变的功能。例如，在由组织位移量运算部 11a 计算出的位移设为 ΔL 、由能计测对被检测体施加的压力的压力传感器（省略图示）计测的压力设为 ΔP 的情况下，通过对 ΔL 进行空间微分 ($\Delta L / \Delta X$) 求得形变。弹性模量中的杨氏模量 Y_m 通过公式 $Y_m = (\Delta P) / (\Delta L / L)$ 而被算出。此外，杨氏模量是指对物体施加的拉伸应力和在与拉伸平行的方向上产生的形变之比，表示物理的绝对量。这样，取得表示所求得的形变或弹性模量（杨氏模量 Y_m ）的二维分布的弹性图像数据。

弹性数据解析部 11c 具有：根据由弹性模量·形变运算部 11b 计算出的弹性数据，进行用于使显示机构 9 稳定显示适当的弹性数据的处理的功能。

能。以下，对弹性数据解析部 11c 中的稳定化处理有关的一例进行说明。也就是，对适当的弹性 RF 帧数据的生成法进行说明。

一般而言，公知有在 1 组 RF 帧数据中当进行可产生 1% 的形变那样的加压/减压时可获得良好的形变图像。本发明中，在多组 RF 帧数据中，当混合有仅附加了所计算出的形变的平均值还未满 1% 的一半（例如，将该值设为阈值）那样的位移的 RF 帧数据时，将该 RF 帧数据废弃。由此，仅利用施加了适当压迫量的 RF 帧数据而由显示机构 9 显示被运算出的弹性图像。此外，作为其他的稳定化方法，作为一例可列举出在连续计算出的弹性数据中，通过在时间方向实施平滑处理从而改善连续显示的帧之间的连结（つながり）。

彩色信号信息交换机构 12 具有：根据来自弹性数据解析部 11c 的弹性数据而变换为色调信息的功能。也就是，具有基于弹性数据而变换为光的三原色即红（R）、绿（G）、蓝（B）的功能。例如，在将形变大的弹性数据变换成红色编码的同时，将形变小的弹性数据变换成蓝色编码。此外，红（R）、绿（G）、蓝（B）的灰度有 256 级，255 意味着以大亮度进行显示。相反，0 表示完全不显示。

接着，对超声波诊断装置的控制进行说明。

超声波控制机构 13 进行超声波的发送接收有关的控制，具有：进行各模式的送波时刻的控制或时序（sequence）控制、对各信号处理机构的同步信号或时钟脉冲的分配等作为超声波诊断装置的基础的控制的功能。此外，在图 1 中，省略了表示控制信号从超声波控制机构 13 向其他各机构流动的线。

超声波系统控制机构 14、显示机构 9、操作台 15 具有所谓的个人计算机的功能。具体而言，具有进行超声波诊断装置的系统整体控制的功能，即具有进行由硬件构成的部分和由软件控制的的部分的控制的功能。此外，在图 1 中，省略了表示控制信号从超声波系统控制机构 14 向其他的各机构流动的线。

显示机构 9 具有：显示黑白断层图像（B 模式图像）、M 模式图像及弹性图像等的超声波图像的监视器的功能。操作台 15 具有起到用于进行各种操作的键盘的作用的功能。如图 12 所示，操作台 15 中设置有后述的

冻结 (freeze) 按钮 15a、卡标 (caliper: 卡钳图标) 起动按钮 15b、轨迹球 15c、确定按钮 15d、自动计测按钮 15e 等。

(第一实施方式)

接着,对本发明的第一实施方式进行说明。本实施方式是按照心脏的跳动所引起的血管壁的位移,进行弹性图像的取得期间的选择或取得频率的控制的情形。血管壁的位移例如通过利用 M 模式图像来检测。

最初,对构成生物体变动检查机构 19 的时间计测机构 16 和生物体信号解析机构 17 进行说明。

生物体信号解析机构 17 具有:取入被检测体中产生的生物体信号而由显示机构 9 显示为心电波形的功能。一般而言,在计测心电之际,在被检测体的手腕和脚腕安置电极夹 18 而进行计测,作为电位差(电压)变化记录称为心肌的窦房结的上大静脉和右心房之间产生的电气兴奋状态。

图 2 表示通常计测到的心电波形。在图 2 所示的心电波形的各处分别赋予名称 P、Q、R、S、T,各自是心脏进行下一个动作的位置。也就是,按照 P 波为心房的收缩期、QRS 波为心室的收缩期、T 波为心脏返回原始的状态的方式加以区别。

时间计测机构 16 具有:按照输入来自生物体信号解析机构 17 的心电波形的方式连接,且根据所输入的心电波形检查 R 时刻的功能。另外,时间计测机构 16 按照将从检查到的 R 时刻起具有所期望的时间差的时刻的 RF 帧数据从保存机构 10 向弹性运算机构 11 进行传送的方式,从数据传送用信号输出部 16d 向保存机构 10 输出数据的读出信号。此外,在此并非在每次出现的 R 时刻输出数据读出信号,假设例如在跳过一个的圆 R(图 6 中的由圆包围 R 后的记号)时刻的定时输出数据读出信号。

接着,对心电波形和血管壁的举动进行说明。

图 3 中,表示如图(a)所示那样探针 3 与被检测体的颈动脉接触、如(b)所示那样在使超声波断层图像(B 模式图像,该图左)、M 模式图像(该图右)及心电波形(该图右下)同时显示时的超声波图像的示意图。另外,图 4 中表示图 3(b)的右半部分的放大图。图 3(b)及图 4 表示包括血管的上壁和下壁的 B 模式图像及 M 模式图像、心电波形及光标等。尤其,心电波形与被检测体的心跳吻合而以大致一定间隔被显示。

另外，图 3 (c) 中表示超声波断层图像与弹性图像叠加而显示的示例。该 (c) 图表示在 (b) 图的超声波断层图像 (该图左) 中设定弹性图像显示用 ROI，且在该 ROI 内求得弹性图像后叠加显示的示例。此外，并非特别限定，为了简化以后的说明，将心电波形的 R 时刻 (表示上述 R 波的位置) 设为计测的基准点。

在图 3 (b) 那样的超声波图像由显示机构 9 显示后，用户使用操作台 15 的冻结按钮 15a 进行超声波图像的冻结。在冻结后的超声波图像中，可确认从心脏的收缩期即自心脏向全身送出血液的定时即上述 R 时刻起某一定的时间差后，颈动脉的血管壁出现了最大程度扩张的最大扩张期 (图 4 的 (1) 的时刻)。这是因为在送出血液的心脏和作为对象的颈动脉之间存在距离的缘故。然后，由于血管内的血液量渐渐地减少，所以血管迎来了收缩期。在血管壁最后收缩完之处是收缩末期 (图 4 的 (2) 之处)。此外，在实时超声波图像中同样的现象也以心跳周期进行重复。另外，不限于颈动脉，其他的动脉中也产生同样的现象。

依据以上的说明，对本实施方式的第一例即选择运动组织急剧位移的期间且使用该期间的 RF 帧数据 (即等效于断层图像的数据) 来取得弹性图像，从而取得稳定的弹性图像的示例，进行说明。

例如，选择从动脉的收缩末期的时刻起至最大扩张期的时刻为止的期间，并利用该期间的 RF 帧数据来连续取得弹性图像。例如，如图 4 所示，在 1 心跳之中在血管壁急剧位移的期间 γ 内进行稳定的弹性图像的取得。为此，在该期间 γ 内利用尽可能时间上连续 (邻接) 的 RF 帧数据来进行弹性图像的运算。

以下，作为运动组织的一例，以心脏的跳动所引起位移的血管壁的弹性图像取得为例，对本第一例进行详细说明。

最初，在图 4 中假设以 R 时刻为基准，分别计测从该基准点 R 起与最近的收缩末期的时刻 a 和与最大扩张期的时刻 b 之间的时间差 (但是，基准点的设定如上述也可不为 R 时刻)。接着，时间计测机构 16 在从所检查的 R 时刻起所计测的收缩末期的时刻 a 和最大扩张期的时刻 b 之间的期间内，按照从保存机构 10 对弹性运算机构 11 进行 RF 帧数据的传送的方式，对保存机构 10 输出数据的读出信号。然后，弹性运算机构 11 利用该

期间的 RF 帧数据来进行弹性图像的运算。由运算所取得的弹性图像，介由彩色信号信息交换机构 12 和切换加法运算机构 8 被显示在显示机构 9 中。如上述那样，就可在血管壁急剧位移的期间内连续取得弹性图像。

在此，对如图 4 的时刻 a 和时刻 b 那样的所期望的时刻进行计测的两种方法，说明如下。

作为对所期望的时刻进行计测的第一方法，说明本发明的手动计测方法、以及可利用该方法的时间计测机构 16 的一例。

图 5 表示时间计测机构 16 的构成例。时间计测机构 16 具备选择计测模式的选择部 16a、手动计测部 16b、自动计测部 16c 和数据传送用信号输出部 16d 而构成。将手动计测部 16b 和自动计测部 16c 并列连接。

在手动计测时，由时间计测机构 16 内的选择部 16a 选择手动计测部 16b，从而如图 4 所示那样对以 R 时刻为基准的至时刻 a 为止的时间差、至时刻 b 为止的时间差进行计测。通常，在超声波诊断装置中，具有在冻结后的图像中利用卡标（光标）可计测 2 点间的距离或时间的功能。在各种诊断的计测时利用该功能。在本发明的手动计测部 16b 中，也利用与上述计测方法相同的方法，并在确定计测的图像后使用上述卡标确定始点和终点，且对该始点终点间的时间进行计测。

参照图 6 及图 7 对手动计测的计测步骤进行说明。图 6 为手动计测时的说明图。图 7 表示流程图。此外，利用下述手动计测方法通过弹性图像的取得期间的选择所进行的弹性图像的取得，就仅在冻结模式下进行。

计测的超声波图像确定（S70）后，通过操作台 15 的冻结按钮 15a 使超声波图像冻结（S71）。此时，通过操作台 15 的卡标起动按钮 15b 起动卡标（S72）。对卡标的始点 1 而言，利用轨迹球 15c 移动直到心电波形的 R 时刻为止（S73），并且由操作台 15 的确定按钮 15d 确定始点 1（S74）。然后，移动卡标至血管壁的间隔最收缩之处（收缩末期）（S75），确定终点 1（图 6 的 t1、S76）。从而对所确定的始点 1 和终点 1 之间的时间 t1 进行计测（S77）。进而，利用轨迹球使卡标移动至心电波形的 R 时刻即始点 2 的位置（S78），在心电波形的 R 时刻确定始点 2（S79），并且移动卡标至血管壁最扩张之处（最大扩张期）（S80）而确定终点 2（图 6 的 t2、S81）。而且，对所确定的始点 2 和终点 2 之间的时间 t2 进行计测

(S82)。

如上述那样,对以心电波形的 R 时刻为基准的血管壁的收缩末期和最大扩张期的两处的时间差 t_1 、 t_2 分别进行计测。所计测的时间差 t_1 、 t_2 显示在画面的下部 ($t_1=Xsec$ 、 $t_2=Ysec$)。

此外,计测的定时并非限定于上述 t_1 、 t_2 。也就是收缩末期也可采用 t_2 、最大扩张期也可采用 t_1 。另外,收缩末期和最大扩张期之间也可采用其他的计测定时。

接着,作为对所期望的时刻进行计测的第二方法,说明本发明的自动计测方法和用于可利用该方法的时间计测机构 16 的一例。此外,利用下述自动计测方法通过弹性图像的取得期间的选择所进行的弹性图像的取得,虽然可在实时模式和冻结模式中的任一个下进行,但以下对冻结模式下的检测方法进行说明。

图 8 为自动计测方法的说明图。自动计测方法将以心电波形的 R 时刻为基准的血管内部的距离 D 以一定间隔进行自动计测,并自动提取最小距离 D_{min} 和最大距离 D_{max} 之处的时间差。与通过用户进行上述手动计测时相同,在由选择部 16a 选择自动计测部 16c 并确定所计测的画面后,通过操作台 15 的卡标起动按钮 15b 设定图 8 中所示的计测范围 A。在计测范围 A 被设定后,通过操作台 15 的最大计测按钮 15e 在几秒间迁移到自动计测模式。在此所谓的自动计测模式是指在以某 R 时刻为基准后,在从基准 R 时刻起至向前一个的 R 时刻之间进行血管上壁及下壁间的距离计测。此外,并非特别限定于此,也可与手动计测时相同,按每跳过一个圆 R (图 8 中由圆包围 R 的记号) 的时刻进行计测。

进而,参照图 9~图 11 对血管内的距离 D 自动计测的一例进行说明。

作为对血管内的距离 D 进行计测的方法,可列举出例如利用计测范围 A 内的亮度值之差来计测距离 D。图 9 表示图 8 的计测范围 A 从 Start 时刻至 End 时刻为止的深度方向的亮度值的分布。亮度值的分布中的纵轴表示亮度值,横轴表示从 Start 时刻至 End 时刻为止的深度方向的距离。在图 9 中,由于一般公知血管的上下壁和内膜表示高亮度,所以将该部分的亮度值表示为近似 255。在上下壁和内膜之间表示有亮度值极低的区域。

在从 Start 时刻至 End 时刻为止由下式求得在深度方向上亮度值的差

分值的情况下,

$$\text{Pix_sub} = |\text{Pix}(n) - \text{Pix}(n+1)| \quad \dots (2)$$

(其中, n 为整数)

在血管上壁附近出现上壁和内膜之间的亮度值或差分值为极大的位置两处。对此利用图 10 和下式 (3)、(4) 进行说明。图 10 (a) 是放大图 9 的血管的上壁附近后的图。在将应着眼的点 (亮度值为极大的位置之处) 的像素值设为 $\text{Pix}(n)$ 、 $\text{Pix}(n+1)$ 、 $\text{Pix}(n+\Delta)$ 、 $\text{Pix}(n+\Delta+1)$

(其中, Δ 为自然数), 阈值设为 β 来求取亮度值的差分值的情况下, 按下式进行。在下式中, 将与 (3)、(4) 相当的位置 ($n+\Delta+1$) 设为始点。

其中, 阈值 β 并非为唯一的确定之值, 可为自由变更之值。

$$\text{Pix_sub1} = |\text{Pix}(n) - \text{Pix}(n+1)| \rightarrow (\text{Pix_sub1} > \beta) \quad \dots (3)$$

$$\text{Pix_sub2} = |\text{Pix}(n+\Delta) - \text{Pix}(n+\Delta+1)| \rightarrow (\text{Pix_sub2} > \beta) \quad \dots (4)$$

在血管的下壁, 也出现了内膜和下壁之间的亮度值或差分值为极大的位置两处。与上述相同, 利用图 10 (b) 和下式 (5)、(6) 进行说明。与上述相同, 在将应着眼的点 (亮度值为极大的位置之处) 的像素值设为 $\text{Pix}(q)$ 、 $\text{Pix}(q+1)$ 、 $\text{Pix}(q+\square)$ 、 $\text{Pix}(q+\square+1)$ (其中, $\square$ 为自然数), 阈值设为 β 来求取亮度值的差分值。将下式 (5)、(6) 所示的位置之处 (q) 设为终点。其中, 阈值 β 与上述相同, 并非为唯一的确定之值, 可为自由变更之值。

$$\text{Pix_sub3} = |\text{Pix}(q) - \text{Pix}(q+1)| \rightarrow (\text{Pix_sub3} > \beta) \quad \dots (5)$$

$$\text{Pix_sub4} = |\text{Pix}(q+\square) - \text{Pix}(q+\square+1)| \rightarrow (\text{Pix_sub4} > \beta) \quad \dots (6)$$

根据以上所述, 确定始点和终点。然后, 一边将以上的深度方向的运算在时间方向 (横方向) 上移动运算线, 一边进行重复, 通过这样对图 8 (a) 的距离 $D_{\max}$ 和 $D_{\min}$ 进行计测。

运算线的开始点和结束点能够如以下进行定义。例如, 对图 8 (b) 所示的从一个 R 波即 R_1 时刻起至下一个 R 波即 R_2 时刻为止的血管壁的运动进行详细的讨论。虽然从 R_2 起在期间 (c-d) 后为血管的收缩末期, 但动脉在 c-d 点上几乎迎来了收缩末期, 在该区间的血管壁间没有出现显著的差。为此, 能够将 R_2 点作为自动计测的终点。另一方面, 由于最初血管壁间的距离减小是在 $d=a$ 点, 所以, 能够将以该 a 点为开始点至终

结点 R2 为止作为在计测上的有效期间。

最后,通过以 R 时刻为基准,分别计算出与血管壁间的距离 D 变为 D_{min} 和 D_{max} 的时刻的时间差 t_1 、 t_2 ,从而可进行自动计测。

如上述那样,进行冻结模式下的自动计测,从而在血管壁间的距离 D 变为 D_{min} 和 D_{max} 的时刻之间的期间,可连续取得弹性图像。

另一方面,在实时模式下,在邻接的 R—R 期间重复上述自动计测方法的处理。也就是,在每个邻接的 R—R 期间,检测出血管壁间的距离 D 变为 D_{min} 和 D_{max} 的时刻,并求得邻接的 R—R 期间中的与基准时刻(通常设为最初的 R 时刻)的时间差 t_1 、 t_2 。并且,在每个邻接的 R—R 期间重复取得在血管壁间的距离 D 变为 D_{min} 和 D_{max} 的时刻之间的期间连续的弹性图像。

通过以上说明的手动计测方法或自动计测方法的任一个,可检测出 1 心跳中的特异时刻。然后通过利用这些特异时刻间的位移量大的 RF 帧数据可取得弹性图像,从而可稳定地进行高画质的弹性图像的取得。

接着,对本实施方式的第二例、通过按照运动组织的位移量来控制弹性图像的提取频率从而稳定地取得高画质的弹性图像的示例,进行说明。

例如,按照运动组织的位移量的大小使弹性图像的提取频率变大变小。或者,选择运动组织的位移急剧的第一期间和运动组织的位移比第一期间更缓慢的第二期间,而使第一期间的弹性图像的取得频率增大得大于第二期间。

此外,本示例中,通过实时模式和冻结模式的任一个可实施,但以下对冻结模式下的本示例进行说明。

本第二例,由于应用上述第一例中说明的自动计测方法来进行,所以利用图 8 说明本第二例。最初,与上述第一例中说明的自动计测方法的处理相同,通过用户利用时间计测机构 16 的选择部 16a 选择自动计测部 16c 而确定计测的画面后,通过操作台 15 的卡标起动按钮 15b 设定图 8 所示的计测范围 A。在设定了计测范围 A 后,通过操作台 15 的自动计测按钮 15e 在几秒间向自动计测模式迁移。在该自动计测模式下进行的血管内部的距离 D 的自动计测方法与上述第一例中说明的自动计测方法相同,所以省略详细说明。

自动计测部 16c 按每运算线求取所计算出的血管内部的距离 D 的差分, 并将该差分值设为邻接的线间的血管壁的位移量。例如, 求取基准运算线 N 的血管内部距离 $D(N)$ 与比较运算线 $(N+1)$ 的血管内部距离 $D(N+1)$ 之间的差分 $\Delta(N, N+1)$ 。在此, 在图 8 (b) 所示的期间 $a-b$ 中, 由于血管壁急剧位移, 所以为血管壁的位移量大的期间。另一方面, 在图 8 (b) 所示的期间 $b-c$ 中, 由于血管壁缓慢位移, 所以为血管壁的位移量小的期间。

于是, 当计算出的差分 $\Delta(N, N+1)$ 为规定的阈值 K 以上时, 可认为是期间 $a-b$ (第一期间), 数据传送用信号输出部 16d, 按照将该两运算线 N 、 $N+1$ 的时刻所对应的 RF 帧数据从保存机构 10 向弹性运算机构 11 传送的方式, 对保存机构 10 输出数据的读出信号。然后, 弹性运算机构 11 利用该两 RF 帧数据进行弹性图像的图像化。

另一方面, 当计算出的差分 $\Delta(N, N+1)$ 小于规定的阈值 K 时, 可认为是期间 $b-d$ (第二期间), 求取下一个比较运算线 $N+2$ 的血管内部距离 $D(N+2)$ 及基准运算线 N 的血管内部距离 $D(N)$ 之间的差分 $\Delta(N, N+2)$ 。在使比较运算线移动的同时重复该处理直至计算出的差分值 Δ 变为规定阈值 K 以上为止。并且, 在每次差分值 Δ 变为规定阈值 K 以上时使弹性图像图像化。在弹性图像图像化之际, 如上述, 数据传送用信号输出部 16d, 按照将该两运算线的时刻所对应的 RF 帧数据从保存机构 10 向弹性运算机构 11 传送的方式, 对保存机构 10 输出数据的读出信号, 弹性运算机构 11 利用该两 RF 帧数据进行弹性图像的图像化。

在弹性图像图像化后, 以下一个邻接的两运算线为基准运算线和比较运算线而重复相同的运算。另外, 在检测出下一个 R 时刻之际, 也同样以邻接的两运算线为基准运算线和比较运算线而重复相同的运算。

其中, 由于在从图 8 (b) 所示的 R 时刻起至收缩末期为止的期间 $c-d$ 内血管壁的位移量较小, 所以无论阈值 K 如何也可能无法使弹性图像图像化。或者, 在该期间 $c-d$ 内, 由于计算出的血管内部距离 D 减小, 所以通过利用由上述弹性解析部 11c 计算出的形变平均值的阈值处理, 将计算出的形变去除, 也能使弹性图像无法图像化。

此外, 在上述说明中说明了通过将血管壁的位移量与阈值 K 进行比较,

判断是期间 a—b 还是期间 b—d，从而对弹性图像的取得频率进行控制的情况，但是，不需判断是否为任一期间，通过简单地比较位移量和阈值 K 来控制弹性图像的取得，从而可使按照位移量进行的弹性图像的取得频率的控制以无阶段的方式进行。另外，上述说明中说明了冻结模式下的弹性图像的取得频率的控制的示例，但在实时模式下通过将上述血管内部距离 D 的自动计测和血管壁的位移量与阈值 K 的比较以实时方式进行，而适当更新用于进行弹性图像的取得的期间的情况下，可以对弹性图像的取得频率进行实时控制。

通过上述的处理，在血管壁急剧位移的期间内，由于位移量较大，所以能够以高频率取得弹性图像；在血管壁缓慢变化的期间内，通过降低弹性图像的取得频率，可利用具有充分位移量的 RF 帧数据来取得弹性图像。也就是，按照血管壁的位移量对弹性图像的取得频率进行控制，从而可稳定地取得高画质的弹性图像。

根据以上说明的本实施方式，在可视为 1 心跳中的从血管壁的收缩末期起至最大收缩期那样的血管壁急剧位移的期间内，或者通过取得与血管的位移量的大小对应而包括适当的位移量的 1 组 RF 帧数据来计测血管壁的位移量，从而起到可稳定地取得高画质的弹性图像的效果。

（第二实施方式）

接着，对本发明的第二实施方式进行说明。本实施方式，是按照呼吸运动所引起的胸腹部内组织的位移量来进行弹性图像的取得期间的选择和取得频率的控制的方式。利用例如断层图像（B 模式图像）数据来检测出胸腹部内组织的位移量。与上述第一实施方式不同点是基于被检测体的身体变动的种类不同的位移量检测法和具体的弹性图像取得控制，其他相同。以下，仅对不同部分进行说明，省略相同部分的说明。此外，本实施方式也可在实时模式和冻结模式的任一模式下实施。

作为本实施方式的一例，基于图 14 对取得肝脏的弹性图像的示例进行说明。图 14（a）中表示探针 3 与被检测体的腹部抵接而取得肝脏的断层图像的状态的俯视图（左图）、以及从被检测体的左侧观察到的侧视图（右图）。另外，图 14（b）中表示通过呼吸对肝脏的压迫周期性地变动的样子的一例。

随着呼吸所引起的横膈膜的周期性上下移动而使对肝脏的压迫量周期性地变化。也就是，如图 15 (b) 的左图所示，在呼出期（吐出气息的期间）内由于横膈膜向头侧移动，所以对肝脏的压迫量变小。其结果，由于肝脏的位移量（形变量）减小所以肝脏扩伸得较大。其后，在转入吸入期（吸入气息的期间）时由于横膈膜向脚侧移动所以对肝脏的压迫量变大。其结果，由于肝脏的位移量（形变量）变大所以肝脏收缩得较小。然后，当再次转入呼出期时肝脏的位移量（形变量）减小。这样，对肝脏的压迫量与呼吸一起周期性地变化，而随着压迫量的周期性变化，肝脏的位移量（形变量）也周期性变化。

图 14 (c) 表示肝脏的位移量（形变量）的周期性变化的样子。一般而言，在呼吸运动中，从吐出气息后起至吸入气息为止的一段时间内具有呼吸休止期间，在该休止期间后具有急剧吸入气息的期间（吸入期）。然后，从该吸入期起至转入吐出气息的呼出期时刻的附近在一瞬间气息停止。从其后开始吐出气息的呼出期。追随着这样的呼吸运动而肝脏的位移量及位移量的时间变化（曲线图形的斜率）也变动。具体而言，如图 14 (c) 所示，从吸入期转移至呼出期的期间（51A）和从呼出期转移至吸入期的期间（51C），由于呼吸运动变得缓慢所以为肝脏的位移量也变小的期间。另一方面，在该转移期间的前后的期间，由于呼吸运动变得急剧所以为肝脏的位移量也变大的期间（51B）。

接着，利用图 15 对上述那样由呼吸运动引起的内部组织的位移量及位移的方向的检测方法进行说明。

图 15 (a) 是为了实施本例的适当的弹性运算机构 11 的构成例，在图 11 所示的构成例中进一步将位移解析部 11d 插入到组织位移量运算部 11a 和弹性模量/形变运算部 11b 之间。由组织位移量运算部 11a 利用多个 RF 帧数据所运算出的位移量被输入到位移解析部 11d，通过位移解析部 11d 对该位移量和规定的阈值进行比较。在位移量为阈值以上时，将此时的位移量分布输出到弹性模量/形变运算部 11b，通过弹性模量/形变运算部 11b 利用该位移量分布来运算弹性图像。

另外，图 15 (b) 表示图 15 (a) 所示的弹性运算机构 11 内进行的检测出位移量较大的期间的处理流程的概要。以 R 时刻为基准，向弹性运算

机构 11 内的组织位移量运算部 11a 始终输入以时序生成的 RF 帧数据…、N、N+1、N+2、N+3、N+4、…内的 2 帧量的 RF 帧数据。组织位移量运算部 11a 利用该输入的 2 帧量的 RF 帧数据进行求取各点的位移量及位移的方向（即位移矢量）的运算。然后位移解析部 11d 对由组织位移量运算部 11a 运算的位移量进行解析。例如，求取计算出的位移量的平均值等。

其结果，例如，在从图 14（c）的期间 51A 的吸入期转移到呼出期的期间、和从期间 51C 的呼出期转移至吸入期的期间内，由于呼吸运动变得缓慢所以计算出的位移量（平均值）变小。相反，在期间 51B 的吸入期或呼出期内，由于呼吸运动变得急剧所以计算出的位移量（平均值）增大。另外，根据位移的方向也可识别出是何时刻或何期间。例如，若为朝向头侧的位移则可识别为呼出期，若为朝向脚侧的位移则可识别为吸入期。另外，若位移的方向从头侧向脚侧变化，则可识别为从呼出期向吸入期的转移及其时刻，若位移的方向从脚侧向头侧变化，则可识别为从吸入期向呼出期的转移及其时刻。

利用如上那样检测出的位移量及位移的方向的信息，与上述第一实施方式相同，胸腹部内组织的弹性图像的连续取得、及按照位移量的弹性图像的提取频率的控制变为可能。以下，各自进行具体说明。

最初，对连续取得胸腹部内组织的弹性图像的本实施方式的第一例进行说明。如上述，选择所识别的呼出期和吸入期中的位移量的急剧期间，在该期间连续取得 RF 帧数据。关于 RF 帧数据的取得与上述第一实施方式相同。

位移量的急剧期间的选择例如可如下那样进行。位移解析部 11d 在呼出期内对由位移解析部 11d 计算出的位移量（平均值）和规定的阈值 L 进行比较。然后，选择从位移量（平均值）变得大于阈值 L 的时刻起至变得小于阈值 L 的时刻为止的、位移量（平均值）为阈值 L 以上的连续的期间。并且，在该期间内通过将位移量分布输出到弹性模量/形变运算部而连续取得弹性图像。吸入期内也同样，选择位移量（平均值）为阈值 L 以上连续的期间，并在该期间内连续取得弹性图像。此外，阈值 L 在吸入期和呼出期内也可不同。

如上述，当选择位移量（平均值）为阈值 L 以上且连续的期间时，由

于这些期间中组织的位移量大,所以能够稳定地运算正确的位移量。因而,在这些期间内,可稳定地取得高画质的弹性图像。

接着,对按照胸腹部内组织的位移量控制弹性图像的取得频率的本实施方式的第二例进行说明。如上述,利用所识别的位移量的信息在该位移量变大的期间(51B)以高频率取得弹性图像,尤其以断层图像的帧比率(frame rate)取得弹性图像。另一方面,可控制得在位移量变小的期间(51A 和 51C)内以低频率取得弹性图像,在极端的情况下不取得弹性图像。这样,在位移量较大的期间,通过以高频率取得弹性图像,可稳定地取得高画质的弹性图像。

具体而言,通过对位移量和规定阈值进行比较而对弹性图像的取得进行控制,从而可按照位移量对弹性图像的取得频率进行控制。也就是,在计算出的位移量(平均值)为规定阈值 M 以上时,可认为是期间 51B(第一期间),将由组织位移量运算部 11a 运算的位移量分布输出到弹性模量/形变运算部 11b 而取得弹性图像。另一方面,在计算出的位移量(平均值)小于阈值 M 时,可认为是期间 51A 或 51C(第二期间),不将由组织位移量运算部 11a 运算的位移量分布输出到弹性模量/形变运算部 11b。由此,在期间 51A 及 51C 中不取得弹性图像。

此外,在实时模式下,可实时进行上述位移量(平均值)和阈值 M 的比较,从而适当更新用于弹性图像取得的期间。

在计算出的位移量(平均值)小于阈值 M 的情况下,从组织位移量运算部 11a 的存储器空间删除第 $(N+1)$ 号的 RF 帧数据,取而代之输入第 $(N+2)$ 号的 RF 帧数据。然后,在 (N) 帧和 $(N+2)$ 帧的 RF 帧数据间,再次进行位移量(平均值)运算,并与阈值 M 进行比较且判断是否需要取得弹性图像。重复该处理至计算出的位移量(平均值)变为规定的阈值 M 以上为止。于是,在每次位移量(平均值)变为规定阈值 M 以上时,不仅进行弹性图像的图像化,并且向组织位移量运算部 11a 的存储器空间输入新的两邻接的 RF 帧数据,重复上述运算。

此外,在期间 51A 和 51C 中,胸腹部内组织的位移量(平均值)变小,计算出的形变值(平均值)也变小。为此,与上述的第一实施方式相同,无论阈值 M 如何也可能无法使弹性图像图像化。或者,通过利用由上述弹

性解析部 11c 计算出的形变平均值的阈值处理，将计算出的形变去除，也能使弹性图像无法图像化。

另外，在上述说明中，说明了通过将位移量与阈值 M 进行比较，判断是期间 51B 或是期间 51A 或是 51C 来控制弹性图像的取得频率的情形，但与上述第一实施方式相同，不需进行期间的判断，通过简单地比较位移量和阈值 M 来控制弹性图像的取得，从而可使按照位移量进行的弹性图像的取得频率的控制以无阶段的方式进行。

通过上述的处理，在组织位移变得急剧且邻接的 RF 帧数据间位移量变大的期间，能够以高频率取得弹性图像。另一方面，在组织位移变得缓慢且邻接的 RF 帧数据间位移量变小的期间，通过降低弹性图像的取得频率而可利用具有充分的位移量的 RF 帧数据来取得弹性图像。也就是，通过按照胸腹部内组织的位移量来控制弹性图像的提取频率，可稳定地取得高画质的弹性图像。

此外，在以上说明中，表示了利用以时序生成的 RF 帧数据检测出组织的位移量，而在位移量较大的期间生成弹性图像的示例，但也可以不利用 RF 帧数据，而利用用于检测呼吸运动的外部检测机构来监视呼吸运动，从而按照呼吸运动的位移量对弹性图像的取得进行控制。

如上述说明那样，根据本实施方式，即使在有呼吸运动引起的组织位移量的位移变动的情况下，也可稳定地取得高画质的弹性图像。

以上，是本发明的超声波诊断装置及超声波弹性图像取得方法的各实施方式的说明。但是，本发明并非停留在上述实施方式的说明中公开的内容上，根据本发明的要旨可取得其他的实施方式。例如，在上述的各实施方式的说明中，以血管或胸腹部内组织为对象，但只要是随着心脏跳动或呼吸运动而产生位移的生物体组织，其他组织也可。另外，为了设定基准时刻而利用心电波形 R 波，但并非限定于此。例如，可为通过检查呼吸那样的生物体运动（例如横膈膜的运动）而将其利用的情况（例如，在探针 3 中设置位置传感器而利用它进行检查等）。另外，也可以为检查通过振动器（vibrator）等来自被检测体外部的作用而大致定期位移时的生物体的运动且将其利用的情况。

另外，在上述的各实施方式的说明中，主要说明了在冻结后进行弹性

图像的取得运算的情形，但当利用特定时刻的自动检测法和位移量的自动检测法的情况下，即使实时拍摄时，也可进行连续的、或按照位移量的弹性图像的提取频率的控制。

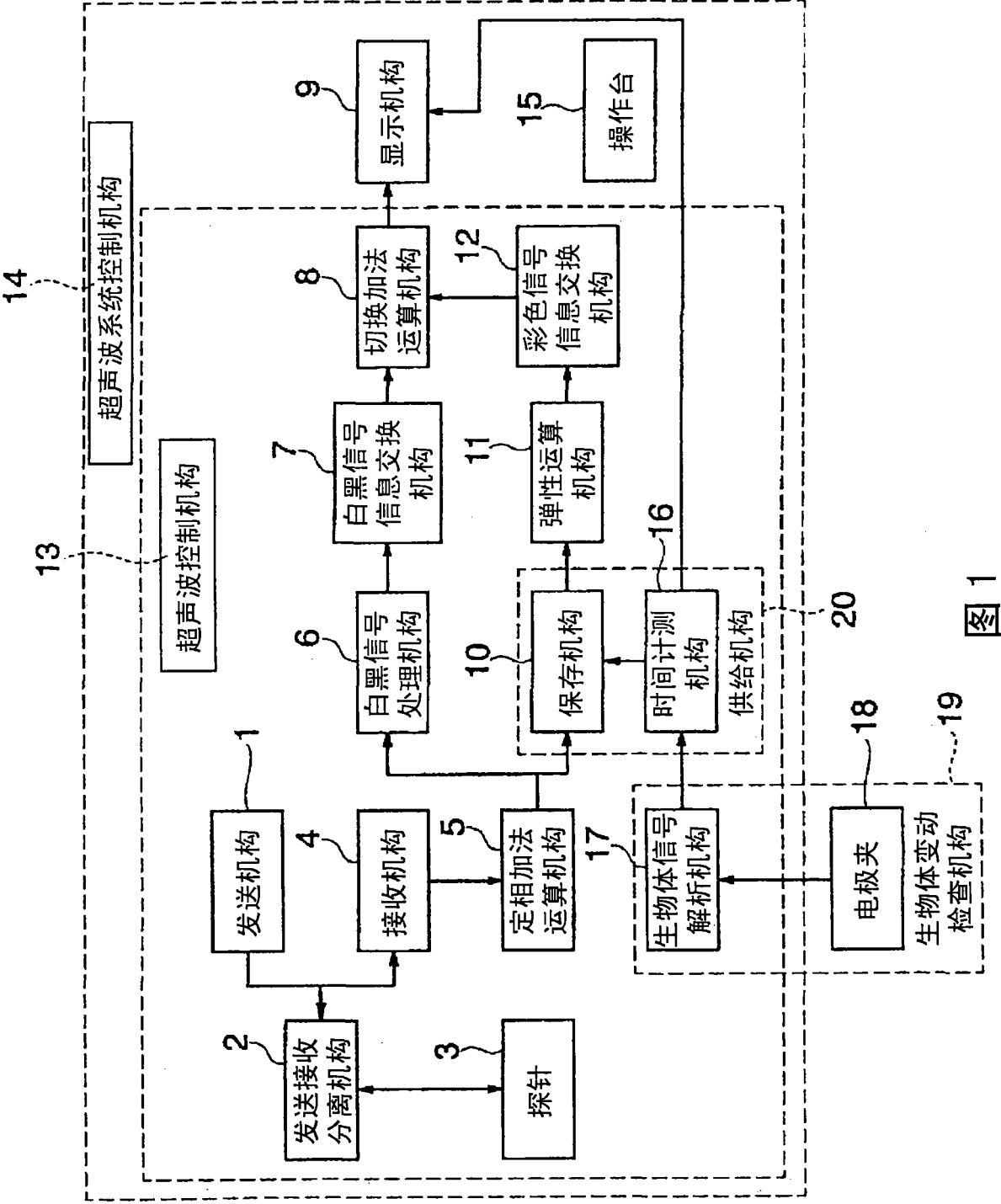


图 1

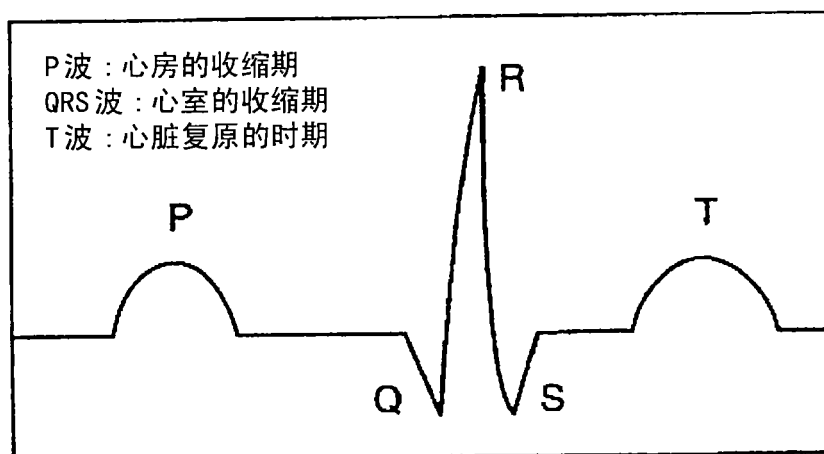


图 2

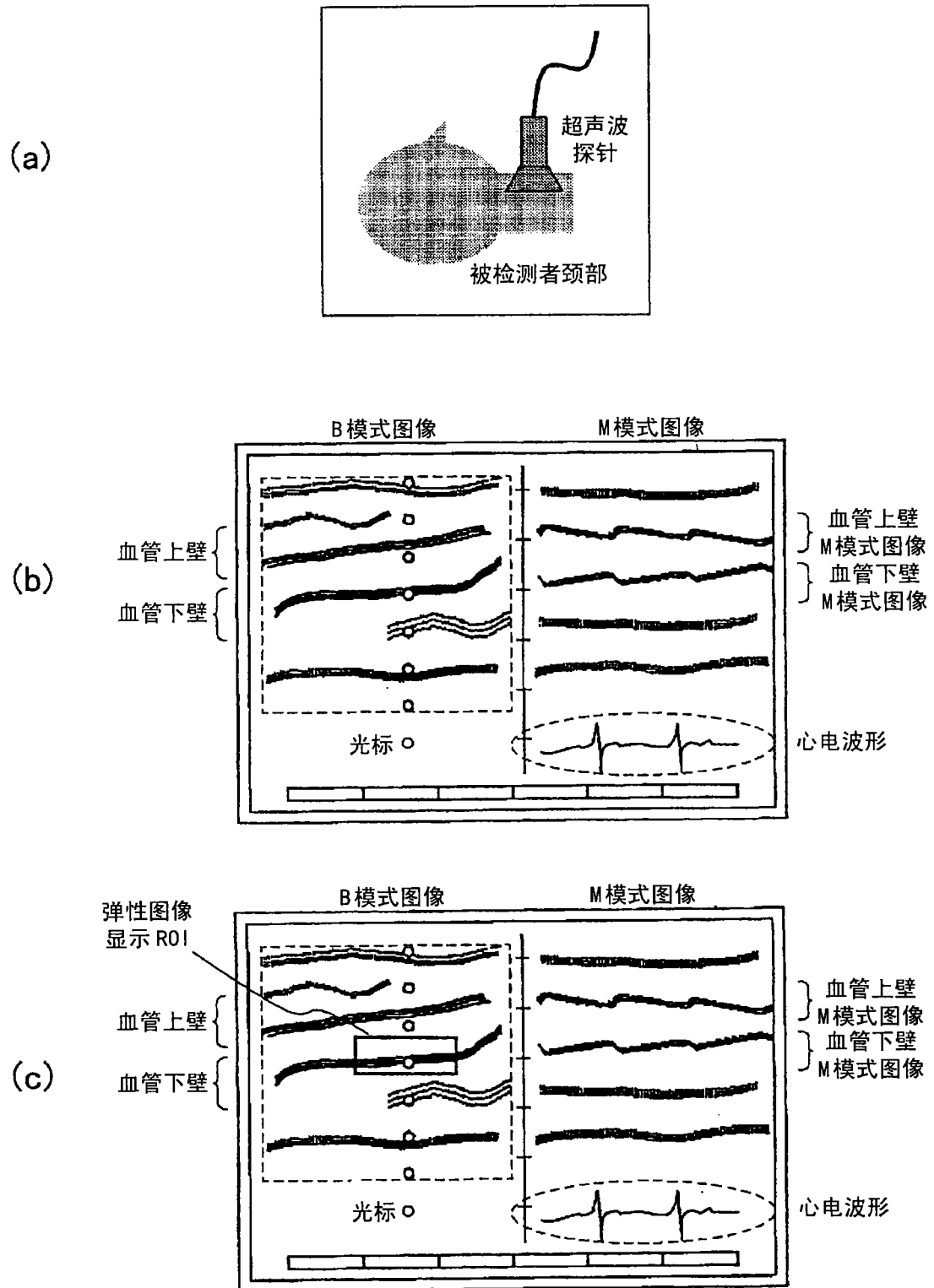


图 3

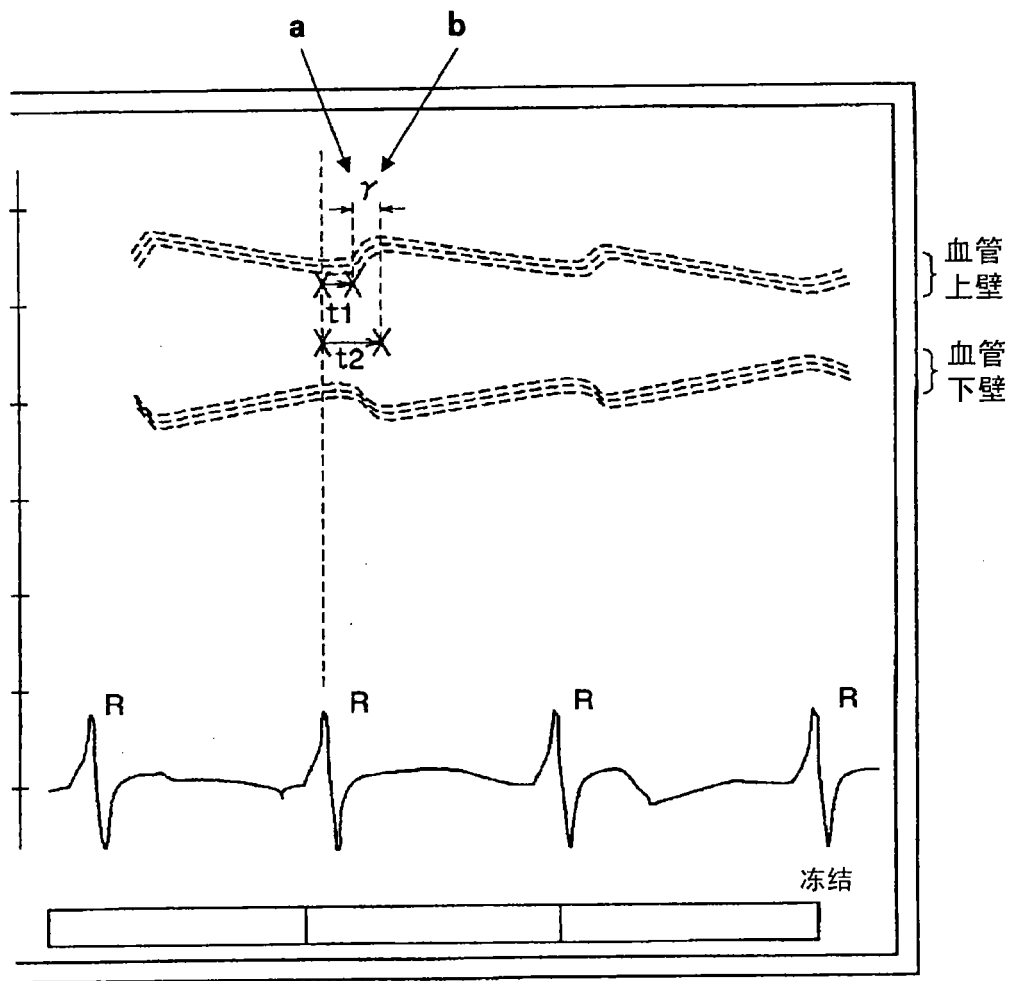


图 4

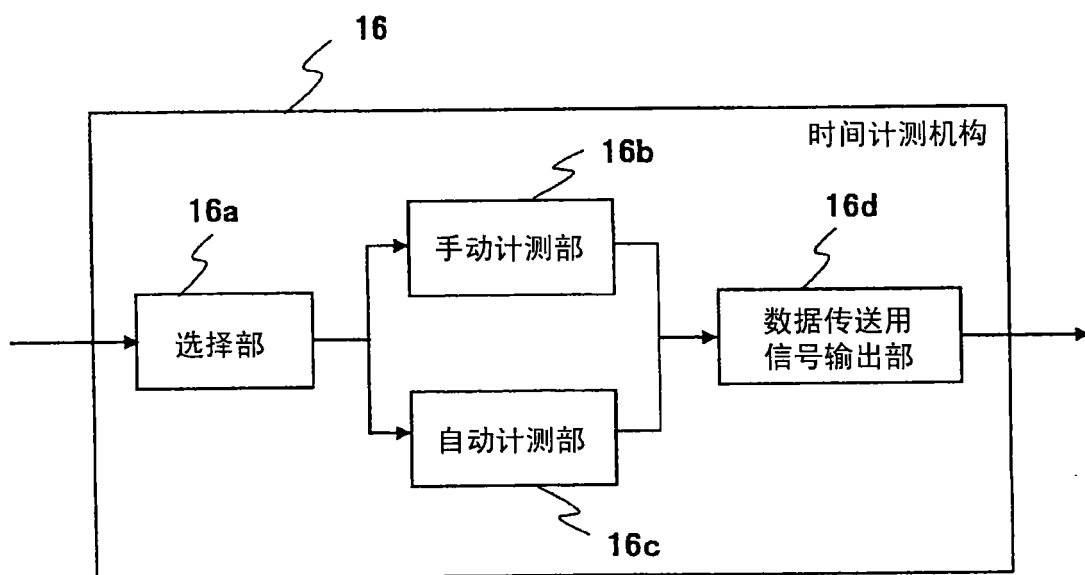


图 5

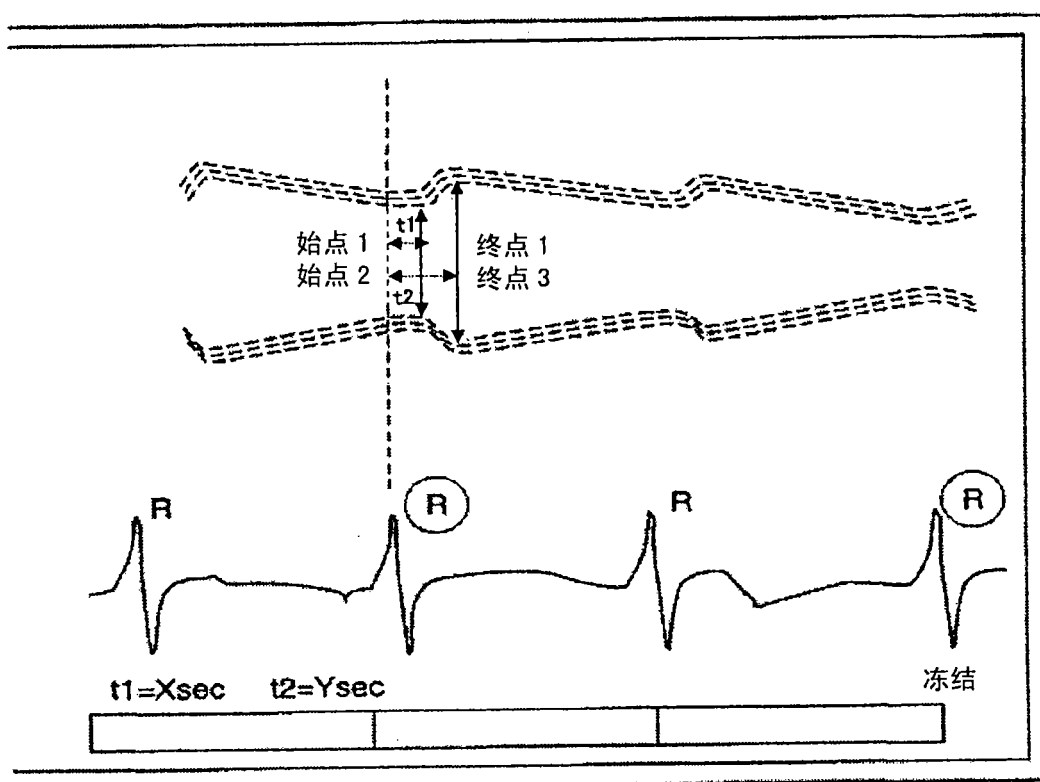


图 6

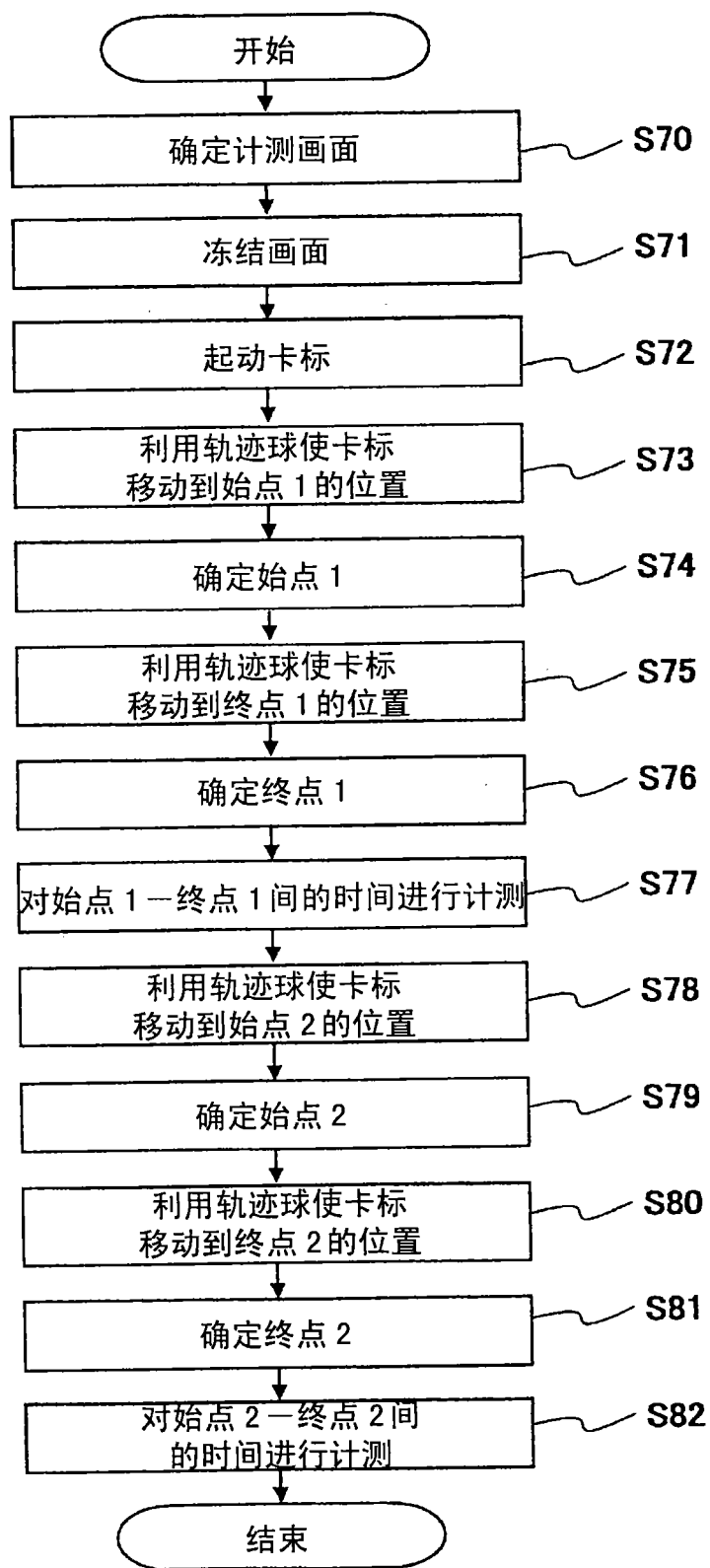


图 7

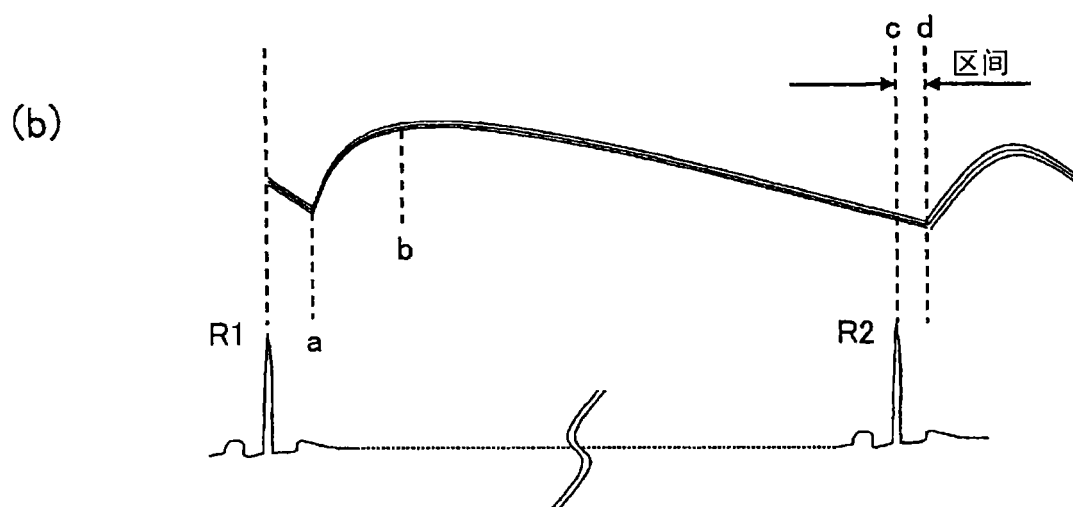
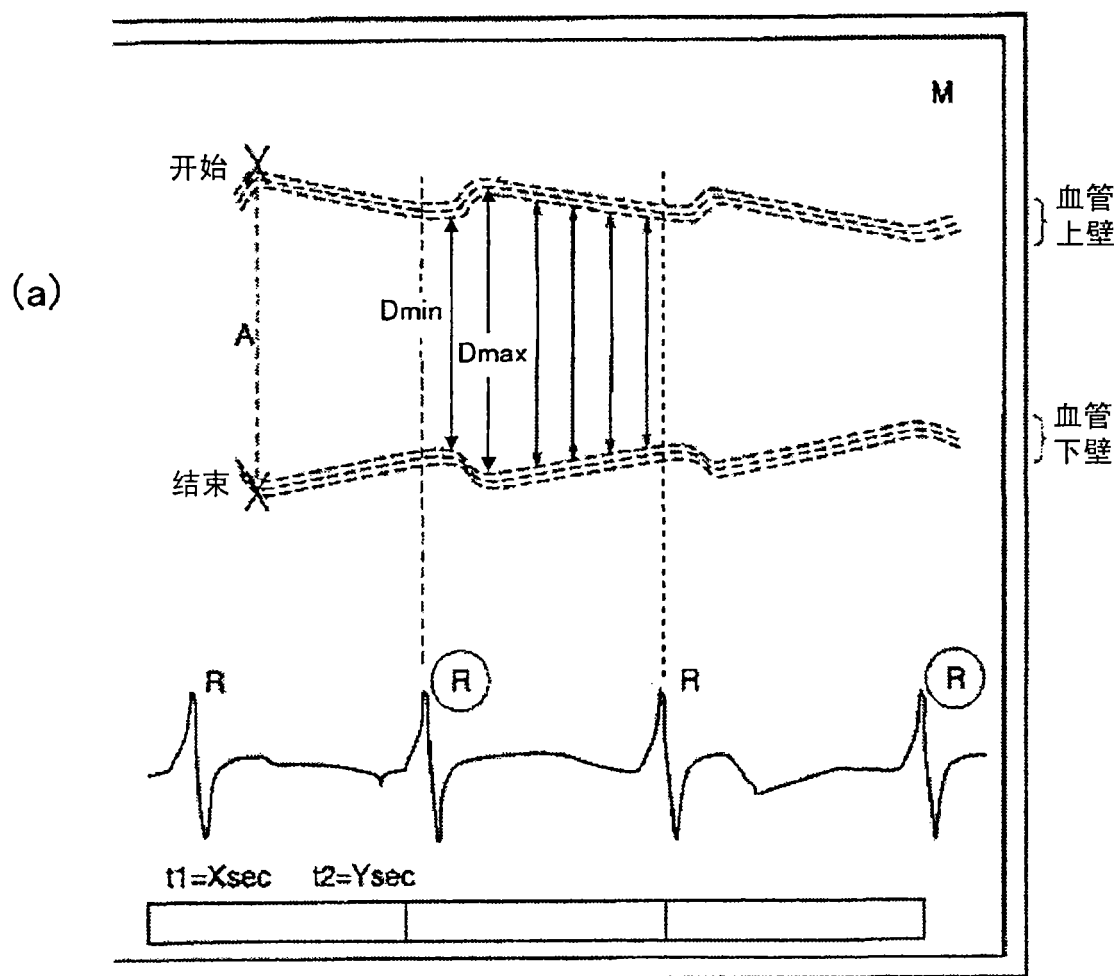


图 8

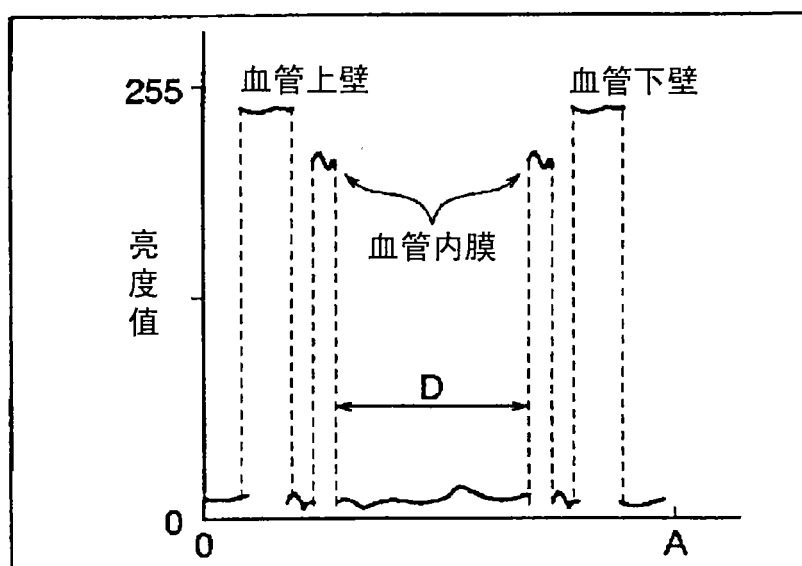


图 9

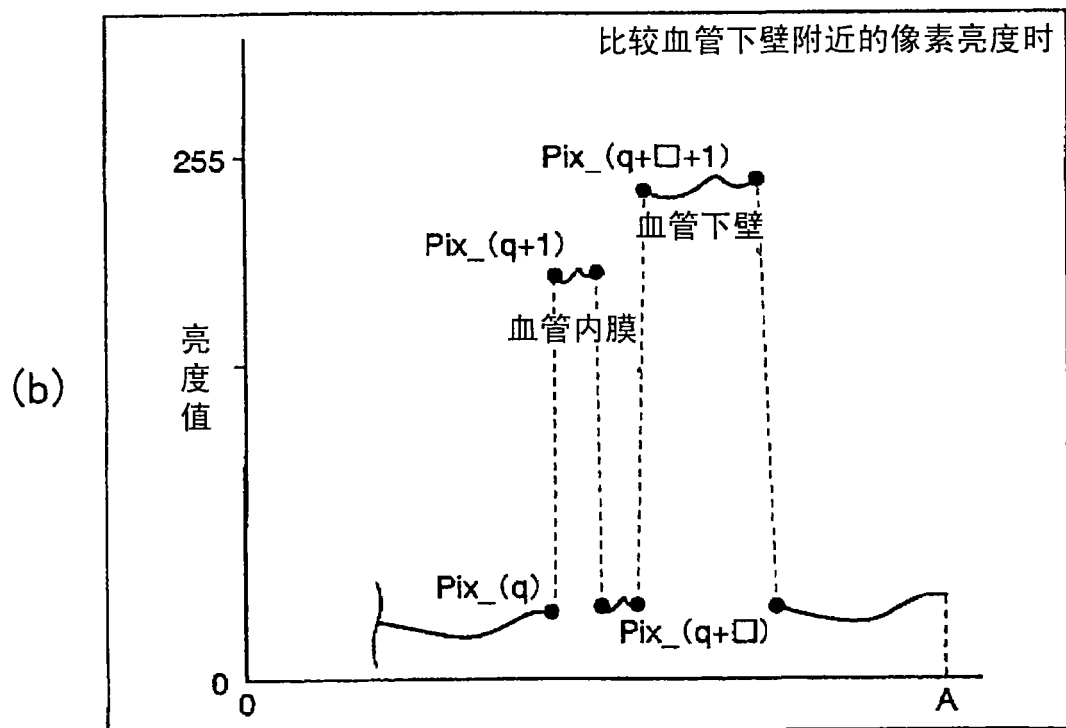
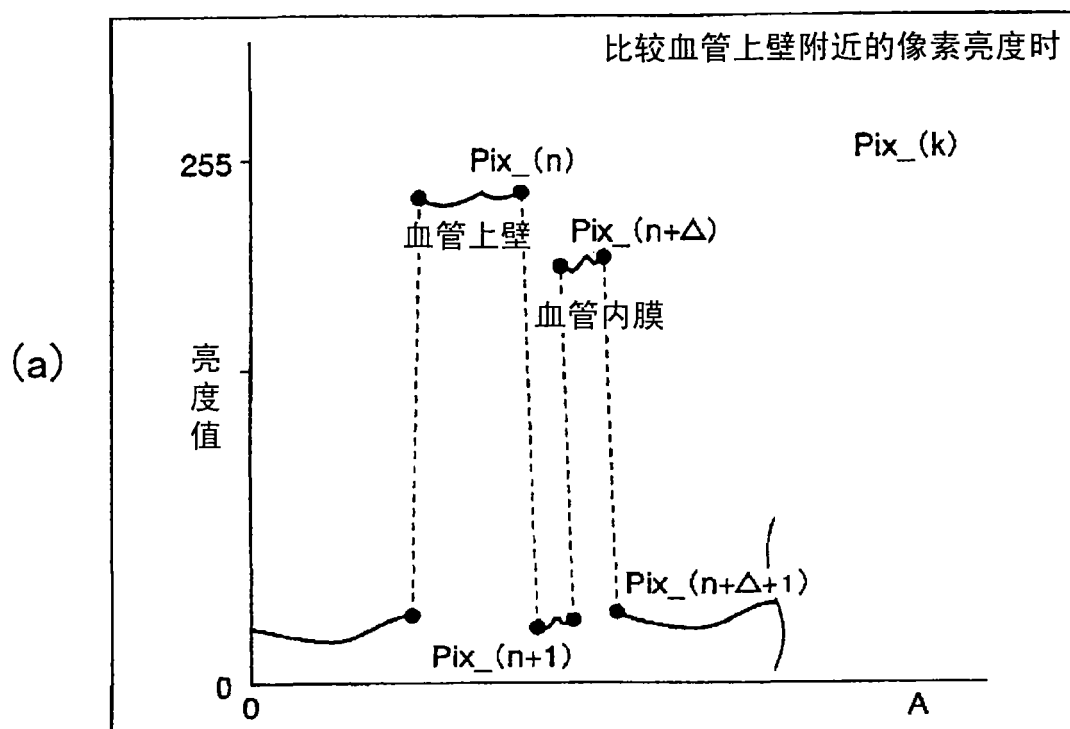


图 10

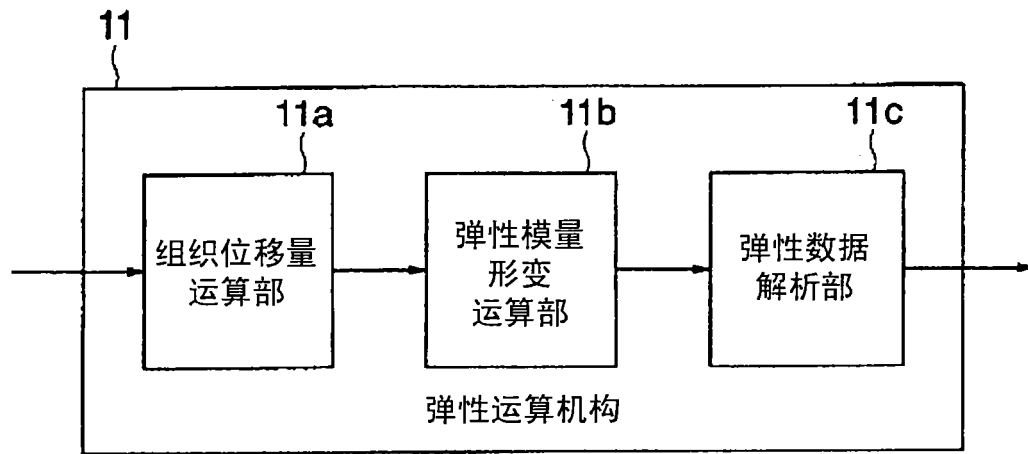


图 11

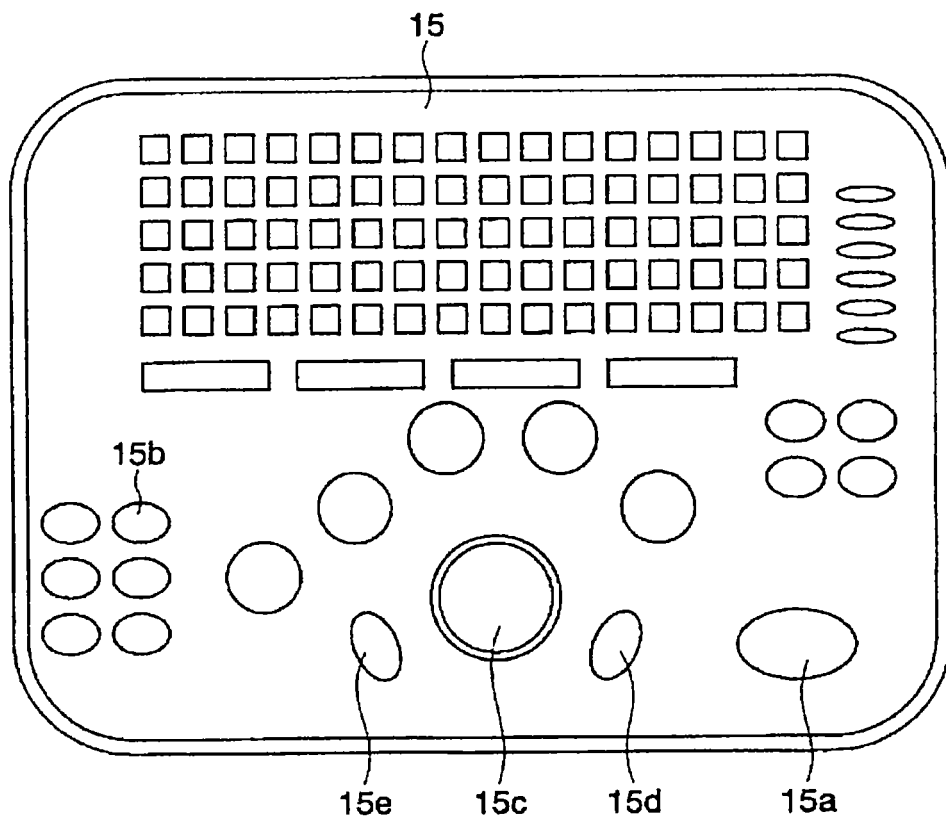


图 12

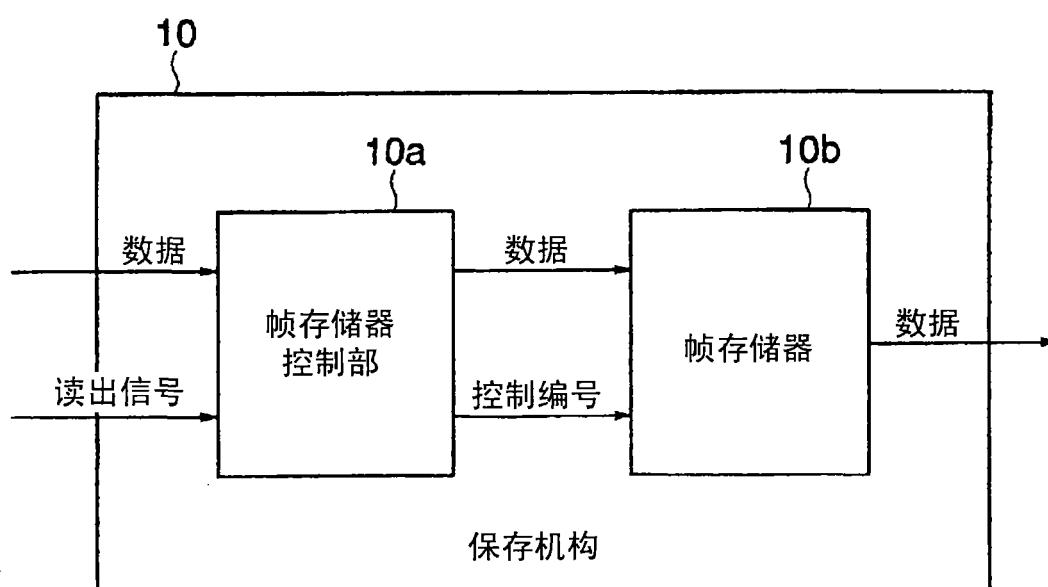


图 13

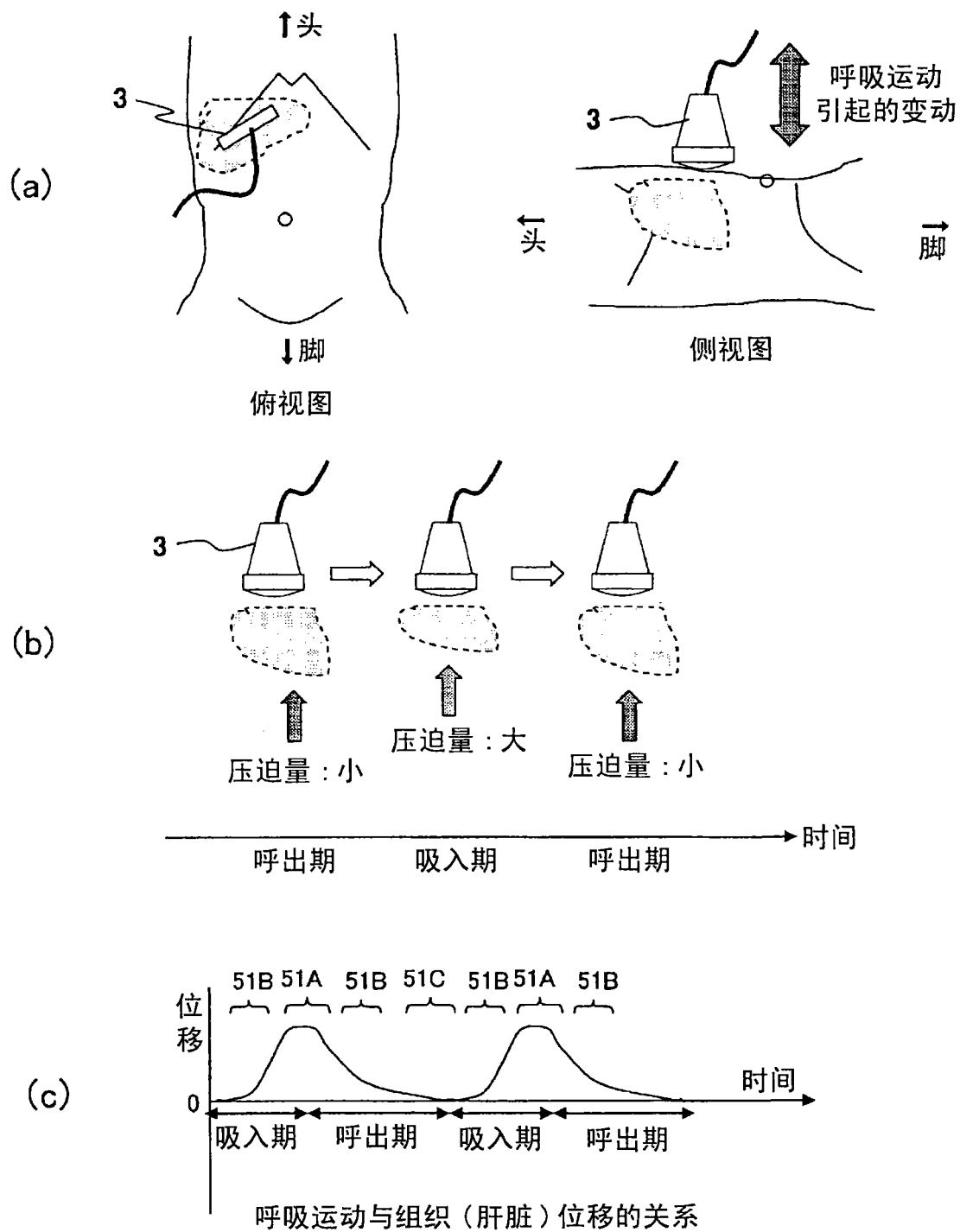


图 14

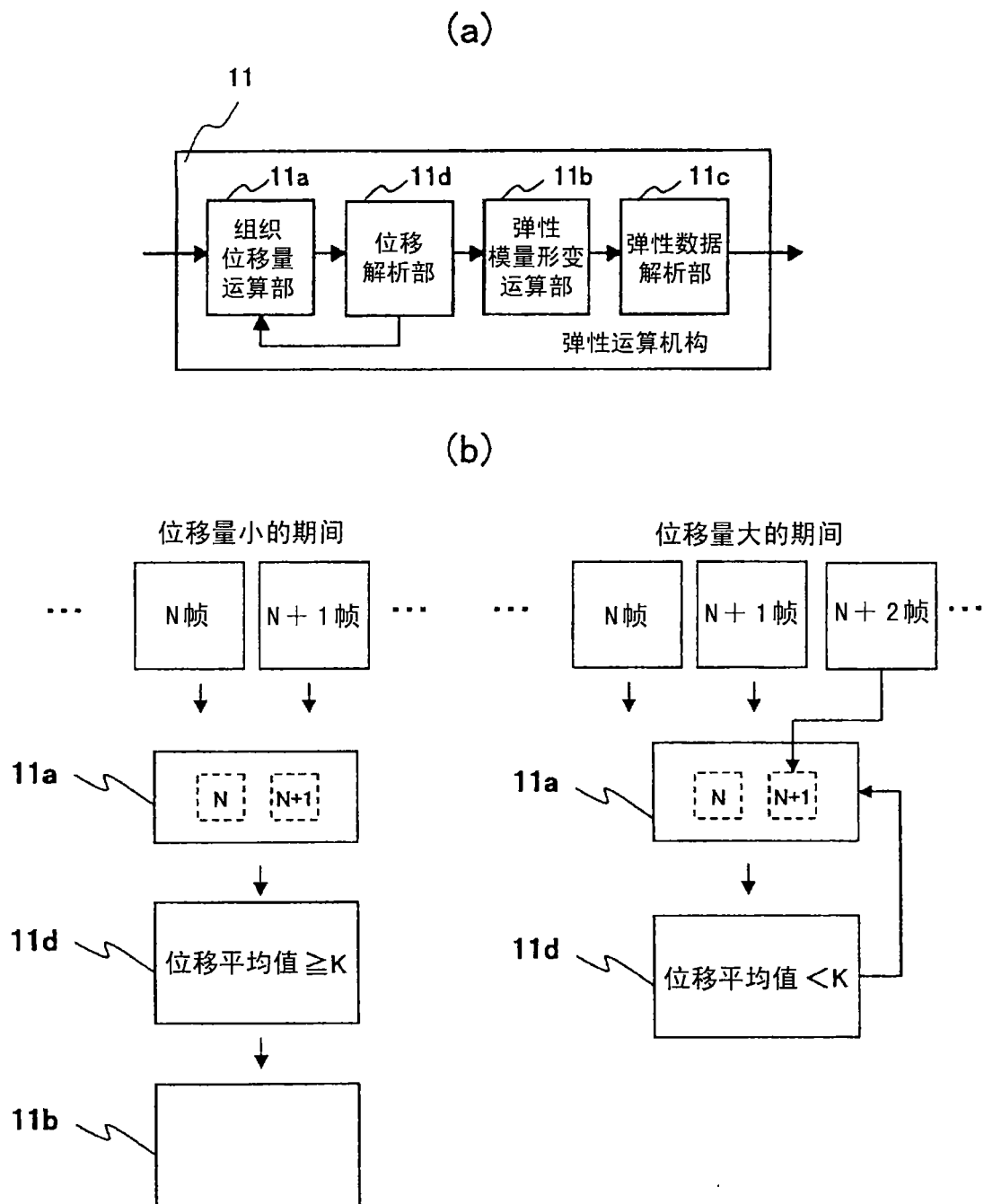


图 15

[illegible]