



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510084626.6

[43] 公开日 2006年1月18日

[11] 公开号 CN 1720865A

[22] 申请日 2005.7.15
 [21] 申请号 200510084626.6
 [30] 优先权
 [32] 2004.7.16 [33] JP [31] 2004-210110
 [71] 申请人 株式会社东芝
 地址 日本东京都
 共同申请人 东芝医疗系统株式会社
 [72] 发明人 阿部康彦

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商
 标事务所
 代理人 李德山

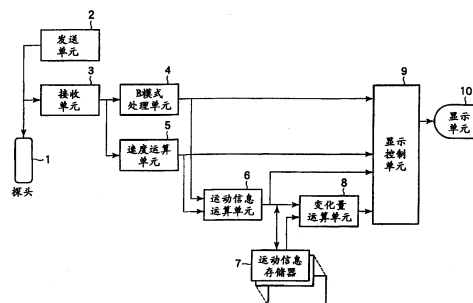
权利要求书 4 页 说明书 14 页 附图 13 页

[54] 发明名称

超声波诊断装置和超声波图像处理方法

[57] 摘要

一种超声波诊断装置，利用发射超声波并且接收由被检体反射的上述超声波的超声波探头来进行上述被检体的诊断，包括：利用由上述超声波探头进行发送接收的超声波测定上述被检体中的局部组织的运动速度的测定单元；根据上述运动速度来计算表示上述组织的变形或者变位的运动信息的运算单元；根据在给予了上述被检体相互不同的负荷的2种负荷状态下分别由上述运算单元进行运算的2个上述运动信息，计算表示伴随上述负荷的变化量的上述组织的运动的变化量的参数值的算出单元。



1、一种超声波诊断装置，利用发射超声波并且接收由被检体反射的上述超声波的超声波探头来进行上述被检体的诊断，其特征在于，
5 包括：

利用由上述超声波探头进行发送接收的超声波来测定上述被检体中的局部性组织的运动速度的测定单元；

根据上述运动速度来计算表示上述组织的变形或者变位的运动信息的运算单元；和

10 根据在把相互不同的负荷给予了上述被检体的2种负荷状态下分别由上述运算单元进行运算的2个上述运动信息，来计算表示伴随上述负荷的变化的上述组织的运动变化量的参数值的算出单元。

2、如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，
还包括抽出单元，

15 上述测定单元用比上述组织的运动周期还短的测定周期来重复测定上述运动速度，

上述运算单元根据用上述测定周期测定的上述运动速度来分别对上述运动信息进行运算，

20 上述抽出单元从上述运动周期中的基准时相开始抽出比上述运动周期还短的观察期间内的峰值的运动信息，

上述算出单元根据在上述2种负荷状态下分别抽出的2个上述运动信息来计算上述参数值。

3、如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，
还包括测量单元，

25 上述测定单元用比上述组织的运动周期还短的测定周期来重复测定上述运动速度，

上述运算单元根据用上述测定周期测定的上述运动速度来分别对上述运动信息进行运算，

上述测量单元测量上述运动信息的值达到规定值之前的从上述

运动周期中的基准时相开始的所需时间，

上述算出单元根据在上述2种负荷状态下分别测量的2个上述所需时间来算出上述参数值。

4、如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述算出单元把2个上述运动信息或者2个上述所需时间之间的差、比或标准化后的比作为上述参数值来进行计算。

5、如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，还包括生成反映上述参数值的图像的生成单元。

6、如权利要求5所述的超声波诊断装置，其特征在于，还包括显示由上述生成单元生成的上述图像的显示单元。

7、如权利要求5所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述生成单元生成彩色显示上述变化量的彩色图像。

8、如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，还包括调整单元，该调整单元对于用上述超声波探头扫描的2维平面或者3维空间内的多个局部性组织，分别调整由上述运算单元计算出的运动信息或把所需时间作为象素信息而具有的2个图像信息的相对的位置关系，

上述算出单元根据用上述调整单元调整了位置关系后的上述2个图像信息，来计算出表示2个图像信息中的同一位置的象素信息彼此的变化量的参数值。

9、如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述调整单元通过把上述2个图像信息表示的2个图像的全体或者一部分区域作为对象的模式匹配来检测上述2个图像信息的相对的位置关系，并把该位置关系调整为规定的关系。

10、如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述算出单元对由上述超声波探头扫描的2维平面或3维空间内的多个局部性组织，分别根据由上述运算单元计算出的运动信息或把所需时间作为象素信息而具有的图像信息，计算出表示2个图像信息中的同一位置的象素信息彼此的变化量的参数值，

还包括从由上述算出单元计算出的参数值中选择设定在上述2维平面内或上述3维空间内的在解剖学上有意义的局部性的扇形或局部性的关心区域中的代表性的值的选择单元。

5 11、一种超声波图像处理方法，根据利用由超声波探头发送接收的超声波对被检体中的局部性组织测定的运动速度，来进行用于上述被检体的诊断的图像处理，其特征在于，

根据上述运动速度来计算表示上述组织的变形或者变位的运动信息，

10 根据在把相互不同的负荷给予了上述被检体的2种负荷状态下分别计算的2个上述运动信息，来计算表示伴随上述负荷的变化的上述组织的运动变换量的参数值。

12、如权利要求11所述的超声波图像处理方法，其特征在于，根据以比上述组织的运动周期还短的测定周期来重复测定的上述运动速度分别对上述运动信息进行运算，

15 从上述运动周期中的基准时相开始抽出比上述运动周期还短的观察期间内的峰值的运动信息，

根据在上述2种负荷状态下分别抽出的2个上述运动信息来计算上述参数值。

20 13、如权利要求11所述的超声波图像处理方法，其特征在于，根据用比上述组织的运动周期还短的测定周期测定的上述运动速度分别对上述运动信息进行运算，

测量上述运动信息的值达到规定值之前的从上述运动周期中的基准时相开始的所需时间，

25 根据在上述2种负荷状态下分别测量的2个上述所需时间来计算上述参数值。

14、如权利要求11所述的超声波图像处理方法，其特征在于，计算出2个上述运动信息或2个上述所需时间之间的差、比或标准化后的比作为上述参数值。

15、如权利要求11所述的超声波图像处理方法，其特征在于，

进一步生成反映上述参数值的图像。

16、如权利要求 15 所述的超声波图像处理方法，其特征在于，进一步显示上述图像。

17、如权利要求 15 所述的超声波图像处理方法，其特征在于，
5 生成彩色显示上述变化量的彩色图像作为上述图像。

18、如权利要求 11 所述的超声波图像处理方法，其特征在于，
分别对由上述超声波探头扫描的 2 维平面或 3 维空间内的多个局部性组织进一步调整计算出的运动信息或把所需时间作为象素信息而具有的 2 个图像信息的相对的位置关系，

10 根据调整了位置关系后的上述 2 个图像信息，把上述参数值作为表示 2 个图像信息中的同一位置的象素信息彼此的变化量的值来进行计算。

19、如权利要求 11 所述的超声波图像处理方法，其特征在于，
进行上述位置关系的调整，通过把上述 2 个图像信息表示的 2 个图像的全体或一部分区域作为对象的模式匹配来检测上述 2 个图像的信息的相对的位置关系，并把该位置关系调整为规定的关系。

20、如权利要求 11 所述的超声波图像处理方法，其特征在于，
分别对由上述超声波探头扫描的 2 维平面或者 3 维空间内的多个局部性的组织，根据计算出的上述运动信息或把所需时间作为象素信息而具有的图像信息，来计算表示 2 个图像信息中的同一位置的象素信息彼此的变化量的参数值，
20

进而从计算出的上述参数值中选择出设定在上述 2 维平面内或上述 3 维空间内的在解剖学上有意义的局部性扇形或局部性的关心区域中的代表性的值。

超声波诊断装置和超声波图像处理方法

5 技术领域

本发明涉及通过利用超声波来推定心肌等生物组织的速度，并处理该推定出的速度信息来输出组织的局部性的运动信息，据此来提供在医学诊断中有效的信息的超声波诊断装置和超声波图像处理方法。

10 背景技术

对于心肌等生物组织，客观并且定量地评价其功能的方法对其组织的诊断是非常重要的。

虽然尝试了各种定量性的评价法，但近年来使用超声波诊断装置的应激反应回波（stress echo）法正在受到关注。该方法例如是让被
15 检体放松慢跑（jogging），在放松慢跑前和放松慢跑后分别拍摄心肌的图像，要通过比较它们判断有异常的部分的方法。

在这种检查中，希望通过定量化在应激反应（负荷）的前后中的比较，避免依赖于检查者的主观的诊断，为此提出了各种方法。

例如，已知有使用专用的左心室壁运动解析装置的方法。或者，
20 在特开平 6-285066 号公报上公开了可以轻松并且高精度地进行采用应激反应回波法的诊断。进而，主要成像壁运动的每个部位的局部性延迟的状态的方法被公开在日本专利第 3187008 号中。

但是，在使用专用的左心室壁运动解析装置的方法中，存在着需要心内膜的绘图等，还需要烦琐的操作这样的问题。

25 在生物中因斑点噪声等的影响，速度的信息容易不稳定。加速度的信息更容易受噪声的影响。为了进行这样的信息的比较如果是在特开平 6-285066 号公报中揭示的超声波诊断装置，则存在难以得到稳定、并且重现性高的结果的问题。

在缺血性心脏病例中，即使在负荷前看起来壁运动是正常的，如

果增加负荷则由因缺血诱发产生壁运动的局部性的延迟的情况。在专利第 3187008 号公报中揭示的方法中，未进行在应激反应回波（stress echo）中的负荷前后的比较。因此，难以检测出上述那样的局部性的延迟的状态在负荷的前后微妙的变化。

5

发明内容

从这样的情况出发，希望通过获得稳定性高而有益的诊断信息来进行基于容易实施且重现性好的应激反应回波法的诊断。

如果采用本发明的一个观点则可以提供以下超声波诊断装置。

10 即，一种超声波诊断装置，发射超声波并且接收被检体上反射的上述超声波的超声波探头（probe）来进行上述被检体的诊断，其特征在于，包括：利用以上述超声波探头发送接收的超声波测定上述被检体中的局部性组织的运动速度的测定单元；根据上述运动速度来计算表示上述组织的变形或者变位的运动信息的运算单元；根据在给予了上述被
15 检体相互不同的负荷的 2 种负荷状态下分别由上述运算单元进行运算的 2 个上述运动信息，计算表示伴随上述负荷的变化的上述组织的运动的变化量的参数值的算出单元。

如果采用本发明的另一观点，则可以提供以下超声波图像处理方
20 法。该超声波图像处理方法是根据利用由超声波探头发送接收的超声波对被检体中的局部性的组织测定的运动速度，进行用于上述被检体的诊断的图像处理的超声波图像处理方法，其特征在于，根据上述运动速度来计算表示上述组织的变形或者变位的运动信息，根据在给予了上述被检体相互不同的负荷的 2 种负荷状态下分别计算的 2 个上述运动信息，计算表示伴随上述负荷的变化的上述组织的运动变换量的
25 参数值。

另外，本发明的其他特征和优点可以通过下面结合附图对实施例进行的说明来进一步明确，对附图中表示相同或相似组成的部分采用了相同的附图标记。

附图说明

图 1 是表示本发明的实施方式 1 的超声波诊断装置的构成的图。

图 2 是表示图 1 中的变化量运算单元的具体的构成的图。

图 3 是表示成为运动信息的峰值检测对象的心时相区间 t_{int} 的
5 设定的状态。

图 4 是表示本发明的实施方式 2 的超声波诊断装置的构成的图。

图 5 是表示图 4 中的变化量运算单元的具体构成的图。

图 6A、图 6B 是表示局部性的扇形的设定例子的图。

图 7A、图 7B、图 7C 是表示改变图 6A 的每个扇形中的负荷状
10 态比较的代表值的显示一例的图。

图 8 是表示本发明的实施方式 3 的超声波诊断装置的构成的图。

图 9 是表示图 8 中的变化量运算单元的具体性的构成的图。

图 10 是表示本发明的实施方式 4 的超声波诊断装置的构成的图。

图 11 是表示图 10 中的变化量运算单元的具体性的构成的图。

图 12 是表示本发明的实施方式 5 的超声波诊断装置的构成的图。
15

图 13 是表示图 12 中的变化量运算单元的具体性的构成的图。

图 14 是表示在心时相区间 t_{int} 中的从区间开始时相 t_0 到峰值
时相的需要时间 T_p 的图。

图 15 是表示用于实施方式 5 中的彩色显示的彩色图像的一例的
20 图。

具体实施方式

以下，参照附图来说明本发明的实施方式。

(实施方式 1)

图 1 是表示实施方式 1 的超声波诊断装置的构成的图。
25

如该图 1 所示，实施方式 1 的超声波诊断装置包含：超声波探头
1；发送单元 2；接收单元 3；B 模式处理单元 4；速度运算单元 5；运
动信息运算单元 6；运动信息存储器 7；变化量运算单元 8；显示控制
单元 9 以及显示单元 10。

超声波探头1具备排列有把电信号变换为超声波的多个超声波振子的超声波振子阵列。超声波探头1用这些超声波振子阵列进行超声波的发送接收。实施方式1中的超声波探头1假设是以心脏为对象的扇形探头。

5 发送单元2向着扫描线产生如形成超声波束那样对每个超声波振子具有规定的延迟特性的取得信号。接收单元3对于超声波振子阵列的各超声波振子输出的超声波回波信号进行延迟加法处理,生成与扫描线对应的超声波回波信号。

B模式处理单元4通过对从接收单元3输出的超声波回波信号实施包络线检波处理,生成与超声波回波的振幅强度对应的B模式信号。B模式处理单元4生成表示在该B模式信号的规定断面上的2维分布的B模式超声波像。

速度运算单元5从延迟加算处理的超声波回波信号中得到组织速度的时空分布像。作为速度运算单元5用于得到时空分布像的方法,15 可以适用组织多普勒处理方法,和在特开平08-164139号公报中公开的方法等的公知的方法。组织多普勒处理方法是适宜对超声波的波束方向取得1维的组织速度的方法。在特开平08-164139号公报中,公开了通过具有以模式匹配的手法为例子那样的处理的移动向量处理,取得2维的组织速度的手法。

20 运动信息运算单元6从B模式超声波像和时空分布像中得到组织的运动信息。作为运动信息运算单元6得到运动信息的方法,可以适用在特开2003-175041中公开的方法。即,根据使用了组织速度的局部性的时间积分处理,得到局部性的变位和变形的运动信息。运动信息运算单元6输出把上述那样得到的运动信息作为各象素(x,y)的值的运动信息图像。运动信息运算单元6在输出的运动信息图像中包含为了生成它而参照的B模式信息。运动信息存储器7存储由运动信息运算单元6得到的运动信息图像。运动信息存储器7分别存储在被检体的负荷状态不同的多个检查状态(以下,称为阶段(phase))中的运动信息图像。

变化量运算单元 8 计算被存储在运动信息存储器 7 中的阶段不同的 2 个运动信息的变化量（以下，称为比较参数）。

显示控制单元 9 根据 B 模式超声波像、时空分布像、运动信息、变化量生成显示图像。显示单元 10 显示在显示控制单元 9 中生成的显示图像。

图 2 是表示变化量运算单元 8 的具体性的构成的图。

如该图 2 所示，变化量运算单元 8 包含比较运算单元 8a 以及输出信息运算单元 8b。

比较运算单元 8a 使用被存储在运动信息存储器 7 中的，阶段不同的运动信息彼此，比较相互的运动信息图像生成比较参数。输出信息运算单元 8b 根据由比较运算单元 8a 生成的比较参数的值生成比较参数图像。

以下说明以上那样构成的超声波诊断装置的动作。

在此，叙述本发明适用到对心肌组织的局部性的运动使用 2D 图像评价的情况。

[1. 组织速度的取得]

首先，用速度运算单元 5 得到组织速度的时空分布像（每一时相的 2 维分布）。

[2. 运动信息的取得]

以下，用运动信息运算单元 6 从组织速度中得到局部性组织的变位和变形的运动信息。

[3. 负荷不同的运动信息的取得]

设定多个阶段，对这些阶段的各自取得上述运动信息。各阶段的运动信息图像存储在运动信息存储器 7 中。

在此，在负荷中大致有运动负荷和药物（杜丁胺（ドブタミン））负荷。在根据运动负荷的应激反应诊断中，一般设定“负荷前”→“负荷中（峰值负荷时）”→“负荷后（恢复）”这 3 个步骤的阶段。此外在杜丁胺（dobutamine）负荷中一般设定“负荷前”→“10 γ 负荷”→“20 γ 负荷”→“30 γ 负荷”→“40 γ 负荷（最高负荷时）”→“负荷后（回复）”这

6 个步骤的阶段。但是，最单纯的应激反应诊断有比较负荷前和负荷中（峰值负荷时）的情况，为最低限度的阶段是“负荷前”和“峰值负荷时”这 2 个步骤。

[4. 比较参数的取得]

5 变化量运算单元 8 从被存储在运动信息存储器 7 中的运动信息图像中取得比较参数。为了应激反应诊断的阶段无论被怎样设定的情况下，组织运动的变化都可以作为在不同的 2 个阶段之间的变化观察。因而变化量运算单元 8 根据被存储在运动信息存储器 7 中的任意的 2 个阶段 phase_i, phase_j 的运动信息图像来进行比较参数的取得。

10 变化量运算单元 8 的比较运算单元 8a 适宜的是首先对运动信息图像的各象素(x, y)，求如图 3 所示那样的在规定的心时相区间 t_int 中的峰值(最大值或者最小值)。因而比较运算单元 8a 作为在 phase_i 中的峰值得到 Vmax(i, x, y)，作为在 phase_j 中的峰值得到 Vmax(j, x, y)。进而，心时相区间 t_int 例如通过由用户指定区间开始

15 时相 t0 和区间结束时相 t_end 确定。

以上比较运算单元 8a 用下式 (1)、(2)、(3) 之一计算比较参数。

$$V_{\max}(j, x, y) / V_{\max}(i, x, y) \quad \dots\dots (1)$$

$$V_{\max}(j, x, y) - V_{\max}(i, x, y) \quad \dots\dots (2)$$

$$20 \quad \{ V_{\max}(j, x, y) - V_{\max}(i, x, y) \} / V_{\max}(i, x, y) \quad \dots\dots (3)$$

进而，在超声波诊断装置的设计阶段中，可以如选择式 (1)、(2)、(3) 中之一，固定地执行该计算那样构成比较运算单元 8a。或者，在比较运算单元 8a 中具备根据式 (1)、(2)、(3) 中的任意的 2 个或者 3 个计算的功能，可以与用户的指示相应地有选择地执行

25 这些计算。

[5. 比较参数的显示]

输出信息运算单元 8b 生成表示如上述那样计算的比较参数的值的比较参数图像。

显示控制单元 9 把用输出信息运算单元 8b 生成的比较参数图像和采用组织多普勒图像的速度显示, 和变位或者变形的运动信息图像显示同样地进行彩色变换, 生成和 B 模式图像重叠的显示图像。该显示图像用显示单元 10 显示。但是, 对于这样的比较参数的图像, 最好使用速度、变位或者变形不同的彩色图像。

作为彩色图像, 例如, 假设用暖色系的颜色 (例如红色) 表现上述式(3)的变化量的符号“+”, 用冷色系的颜色 (例如蓝色) 表现“-”, 用色相 (或者也可以是亮度) 表现变化量的大小。在适用这样的彩色图像的情况下, 在负荷前如果对正常的壁运动的患者给予负荷, 则因为在正常心肌下使心脏的泵功能增大, 所以当运动信息在短轴像上变形的情况下, 用红色表示壁厚增加的程度。但是, 如果引起心肌缺血壁运动的下降部分出现, 因为在该区域上的壁厚度增加减少所以用兰色表示。因而, 可以容易区别正常心肌和异常心肌。

此外, 对于在负荷前有壁运动的下降部位的患者, 有时进行通过给药物等产生的收缩能回复的检查。这种情况下, 因为收缩力恢复的区域用红色表示, 所以知道该部分的心肌还存有活力 (viability)。另一方面, 如果收缩力不恢复, 因为与该部分的运动信息的程度相应用橙~黄 (当亮度变换变化量的大小的情况下, 红~暗红~黑) 表示, 所以容易知道该部分的心肌完全坏死。

这样实施方式 1 在放松慢跑和给药等的负荷状态不同的各阶段中, 作为运动的器官的运动信息求是稳定的指标的变位和变形。而后, 作为在各阶段中的变异和变形的差、比, 或者被标准化的比计算比较参数。而后, 进行基于该计算的比较参数的彩色显示。由此, 可以用高的重现性显示在加负荷的前后的变化。即, 因为在变位和变形中信号自身比速度稳定, 所以与速度相比还是重现性得到改善。此外因为变位和变形在基础上分配速度的时间积分, 所以通过在比较参数的计算中使用在规定区间内的峰值, 稳定性进一步提高。

(实施方式 2)

在上述的实施方式 1 中, 对每个象素比较在不同的阶段分别得到

的 2 个运动信息图像计算比较参数。但是，因在给予负荷的前后的断面（各阶段的扫描位置）、呼吸或者心跳等的各种的状态的变化，不能保证作为比较对称的 2 个运动信息图像的位置关系相同。而后因 2 个运动信息图像的位置关系的偏差，比较参数的稳定性降低。

5 在此以下说明避免上述那样的问题的实施方式 2。

图 4 是表示实施方式 2 的超声波诊断装置的构成的图。进而，在图 4 中在和图 1 相同的部分上标注相同符号，省略其详细说明。

如该图 4 所示，实施方式 2 的超声波诊断装置包括：超声波探头 1、发送单元 2、接收单元 3、B 模式处理单元 4、速度运算单元 5、运动信息运算单元 6、运动信息存储器 7、显示单元 10、变化量运算单元 11 以及显示控制单元 12。即实施方式 2 的超声波诊断装置代替实施方式 1 中的变化量运算单元 8 以及显示控制单元 9 具备变化量运算单元 11 以及显示控制单元 12。

图 5 是表示变化量运算单元 11 的具体性的构成的图。

15 如该图 5 所示，变化量运算单元 11 包含扇形设定单元 11a、比较运算单元 11b 以及输出信息运算单元 11c。

扇形设定单元 11a 例如根据用户指示进行扇形的设定。扇形设定单元 11a 为了把用户在各阶段中的扇形的设定和图像上的位置对应起来实施，适宜的是进行在各阶段中的运动信息的显示。本图像输出从扇区设定单元 11a 直接给予显示控制单元 12，为了让用户确认在显示单元 10 上显示。

比较运算单元 11b 使用被存储在运动信息存储器 7 上的阶段不同的运动信息彼此，比较相互的运动信息图像生成比较参数。输出信息运算单元 8b 计算用比较运算单元 8a 生成的比较参数的值在扇形内的代表值。此外，输出信息运算单元 8b 生成表示计算出的代表值的比较参数图像。

显示控制单元 12 根据用扇形设定单元 11a 输出的运动信息图像生成让用户知道扇形的设定状况的显示图像。此外显示控制单元 12 生成表示每个扇形的比较参数的显示图像。

以下说明如以上那样构成的实施方式 2 的超声波诊断装置的动作。

在实施方式 2 的超声波诊断装置的动作中和实施方式 1 的超声波诊断装置不同的因为是[5. 比较参数的显示]，所以在此只说明它们的动作。

实施方式 2 的超声波诊断装置的特征是在得到在解剖学上有意义的局部性的扇形中的比较参数值的有代表性的值并且负荷的状态不同的情况下，进行这些代表值之间的比较。这适宜于作为输出与空间分辨能力相比更重视稳定性的情况。

输出信息运算单元 11c 得到在扇形内的比较参数值的代表性的值。

作为在这样的解剖学上有意义的分割的一例，有在图 6A 中模式化表示那样的美国超声波心脏检查学会 (American Society of Echocardiography: ASE) 分割。此外，模拟 ASE 分割的，设置图 6B 所示那样的多个 ROI 的方法也可以期待同样的效果。作为比较参数值的代表性的值的实例，在扇形内的比较参数值的平均值、中央值，或者中间值等适宜。

输出信息运算单元 11c 生成表示求得的代表性的比较参数值的比较参数图像。

图 7A、7B、7C 是表示改变在图 6A 的每个扇形上的负荷状态比较的代表值显示一例的图。上述的代表值例如是在变形的运动信息中的，采用式 (2) 的阶段间的变化量的区域内平均值。在该例子中，在用数值表示改变了在每个扇形中的负荷状态的比较参数的同时，用图 7A 所示那样的彩色图像彩色变换本数值，通过分配给各扇形显示支援直观性的理解。

图 7B 是模式化表示在杜丁胺负荷时的阶段 1 和阶段 0 的比较结果。此外，图 7C 模式化表示在杜丁胺负荷时的阶段 4 和阶段 0 的比较结果。进而，比较的 $phase_i$ 和 $phase_j$ 的组合是任意的。

由此，减轻 2 个运动信息图像的位置关系的偏离的影响，可以稳

定并且简洁地进行同样的局部区域之间的比较。

进而，因为把扇形设置成在解剖学上有意义的的分割和部位，所以输出信息可以直接作为报告灵活运用于诊断。

(实施方式3)

5 说明避免因2个运动信息图像的位置关系的偏离，致使比较参数的稳定性降低的实施方式3。

图8是表示实施方式3的超声波诊断装置的构成的图。进而，在图8中，在和图1相同的部分上标注相同的符号，并省略其详细说明。

10 如该图8所示，实施方式3的超声波诊断装置包含超声波探头1、发送单元2、接收单元3、B模式处理单元4、速度运算单元5、运动信息运算单元6、运动信息存储器7、显示单元10、变化量运算单元13以及显示控制单元14。即，实施方式3的超声波诊断装置代替实施方式1中的变化量运算单元8以及显示控制单元9具备变化量运算单元13以及显示控制单元14。

15 图9是表示变化量运算单元13的具体性的构成的图。进而在图9中在和图2相同部分上标注相同符号，并省略其详细说明。

如图9所示，变化量运算单元13包含比较运算单元8a、输出信息运算单元8b以及对位单元13a。即变化量运算单元13形成在变化量运算单元8上追加了对位单元13a的结构。

20 对位单元13a根据用户指示进行为了计算比较参数而使用的2个运动信息图像的对位。此外单位单元13a把包含在输入的运动信息中的B模式信息作为必要的对位用的B模式信息输出到显示控制单元14。

25 显示控制单元14除了在实施方式1中的显示控制单元9具有的功能外，具备生成支援用于对位的用户指示的显示图像的功能。显示控制单元14根据从对位单元13a输出的必要的对位用的B模式信息，生成用于上述对位的显示图像。

以下说明以上那样构成的实施方式3的超声波诊断装置的动作。

实施方式3的超声波诊断装置的特征在于：使用者可以必要地核

对成为比较对象的 2 张运动信息图像的位置关系。

对位单元 13a 对于成为比较对象的 2 张运动信息图像，抽出背景的 B 模式图像，固定一方的 B 模式图像的位置，可以必要地移动作为比较的另一方的 B 模式图像。而后对位单元 13a 根据用户指示把上述
5 可以移动的 B 模式图像对固定的 B 模式图像相对移动。此时，在和一方的 B 模式图像比较的另一方的 B 模式图像的各自中，当两者重合的情况下如成为白色那样实施各自的配色。该配色例如是在一方的 B 模式图像上分配绿色，在比较的另一方的 B 模式图像上分配深红色。如果采用这样的方法，则在比较时使用者通过如最初白色的区域多那样
10 必要地移动 B 模式图像，支援对好像正确的位置的定位。

而后，根据这样进行对位后的 2 张运动信息图像，和实施方式 1 一样进行比较参数的计算和显示。

由此，减轻 2 个运动信息图像的位置关系偏差的影响，可以稳定地进行同样的局部区域之间的比较。

15 (实施方式 4)

说明避免由于 2 个运动信息图像的位置的偏差引起比较参数的稳定性下降的实施方式 4。

图 10 是表示实施方式 4 的超声波诊断装置的构成的图。进而，在图 10 中在和图 1 相同部分上标注相同符号，并省略其详细说明。

20 如该图 10 所示，实施方式 4 的超声波诊断装置包含：超声波探头 1、发送单元 2、接收单元 3、B 模式处理单元 4、速度运算单元 5、运动信息运算单元 6、运动信息存储器 7、显示控制单元 9、显示单元 10 以及变化量运算单元 15。即，实施方式 4 的超声波诊断装置代替在实施方式 1 中的变化量运算单元 8 具备变化量运算单元 15。

25 图 11 是表示变化量运算单元 15 的具体性的构成的图。进而在图 11 中在和图 2 相同部分上标注相同符号，并省略其详细说明。

如图 11 所示变化量运算单元 15 包含比较运算单元 8a、输出信息运算单元 8b 以及对位单元 15a。即变化量运算单元 15 形成在变化量运算单元 8 上追加了对位单元 15a 的结构。

对位单元 15a 自动地进行为了计算比较参数而使用的 2 个运动信息图像的对位。

以下说明以上那样构成的实施方式 4 的超声波诊断装置的动作。

实施方式 4 的超声波诊断装置的特征在于：自动地核对成为比较对象的 2 张运动信息图像的位置关系。

对位单元 15a 对于成为比较对象的 2 张运动信息图像，抽出背景的 B 模式图像，进行模式匹配。在模式匹配中，例如可以适用被公开在特开平 8-164139 号公报上那样的公知技术。此时，如果使比较的另一方的 B 模式图像向 2 张 B 模式图像最匹配(最相似)的位置移动，则可以自动地向好像正确的位置定位。进而，模式匹配可以把 B 模式图像的全体作为对象进行，也可以只把 B 模式图像内的一部分区域作为对象进行。模式匹配的对象区域可以预先取得，也可以根据用户的指定确定。或者，也可以对位单元 15a 自动地设定。作为自动地设定的方法，例如可以考虑抽出表现 B 模式图像内的特征性的构造的区域。

而后，根据这样进行了对位后的 2 张运动信息图像，和实施方式 1 同样进行比较参数的计算和显示。

由此，减轻 2 个运动信息图像的位置关系的偏离的影响，可以稳定地进行同样的局部区域之间的比较。

(实施方式 5)

在此前说明的各实施方式中，着眼于组织的变位和变形的值。但是知道组织的变位和变形因心肌梗塞等的组织的异常，峰值时相产生局部性延迟现象。该现象被成为时相延迟。

以下，说明着眼于该时相延迟的实施方式 5。

图 12 是表示实施方式 5 的超声波诊断装置的构成的图。进而，在图 12 中在和图 1 相同的部分上标注相同符号，并省略其详细说明。

如图 12 所示，实施方式 5 的超声波诊断装置包含：超声波探头 1、发送单元 2、接收单元 3、B 模式处理单元 4、速度运算单元 5、运动信息运算单元 6、运动信息存储器 7、显示控制单元 9、显示单元 10 以及变化量运算单元 16。即，实施方式 5 的超声波诊断装置代替实施

方式1中的变化量运算单元8具备变化量运算单元16。

图13是表示变化量运算单元16的具体性的构成的图。进而在图13中在和图2相同的部分上标注相同符号，并省略其详细说明。

如图13所示，变化量运算单元16包含比较运算单元8a、输出信息运算单元8b以及峰值时相检测单元16a。即变化量运算单元16形成在变化量运算单元8上追加了峰值时相检测单元16a的结构。

峰值时相检测单元16a对被存储在运动信息存储器7上的应激反应不同的运动信息图像的各自，对每个象素检测变位或者变形在心时相区间内成为峰值的峰值时相。此外峰值时相检测单元16a测定从在心时相区间中的规定的基准时相到峰值时相的所需时间，生成在每个象素中表示了其所需时间的运动信息图像。

以下，说明以上那样构成的实施方式5的超声波诊断装置的动作。

在实施方式5的超声波诊断装置的动作中，和实施方式1的超声波诊断装置不同的是因为与[4. 比较参数的取得]有关，所以在此只说明这些动作。

峰值时相检测单元16a对运动信息图像的各象素(x, y)，测定从图14所示那样的心时相区间 t_int 中的区间开始时相 t_0 到得到峰值(最大值或者最小值)的峰值时相所需时间 T_p 。进而所需时间 T_p 也可以设置成直至可以得到最大值或者最小值的 $z\%$ (z是任意的数)的值的时相的所需时间。

比较运算单元8a从在 $phase_i$ 中的峰值时相 $T_p(i, x, y)$ 和在 $phase_j$ 中的峰值时相 $T_p(j, x, y)$ 中，用以下的式(4)、(5)、(6)之一计算变化量(比较参数)。

$$T_p(j, x, y) / T_p(i, x, y) \quad \dots\dots (4)$$

$$T_p(j, x, y) - T_p(i, x, y) \quad \dots\dots (5)$$

$$\{T_p(j, x, y) - T_p(i, x, y)\} / T_p(i, x, y) \quad \dots\dots (6)$$

以上的式(4)、(5)、(6)和实施方式1中的式(1)、(2)、(3)不同，但只是在计算中使用的信息不同，因为计算自身实际上相同，所以输出信息运算单元8b的动作一样。

如果把用上述(5)式求得的变化量设置成:用暖色系的颜色(例如红色)表示符号的“+”,用冷色系(例如蓝色)的颜色表示“-”,用色相(或者亮度也行)表示变化量的大小,则彩色图像的附加意义例如如图15所示那样。而后当适用这样的彩色图像的情况下,相对于在负荷前后峰值时相未变化的正常的心肌部位用没有时相差的绿色表示,通过给予负荷引起与局部性的变形有关的峰值时相延迟(诱发了心肌缺血)的心肌部位逐渐用红色系表示,敏锐并且容易和正常心肌部分区别。

这样在负荷前即看起来壁运动是正常的,而如果实际增加负荷则诱发缺血产生壁运动的局部性的延迟那样的缺血性心脏病病例中,在图像上容易掌握局部性的延迟的样子在负荷的前后微妙的变化的情况。

进而,即使在该实施方式5中,也可以组合实施方式2至实施方式4中的特征性构成实施。

本实施方式可以如以下那样有各种变形。

虽然叙述了接收信号可以在2D空间上得到的情况,但即使在3D空间上得到的情况下也可以通过维的扩展适用同样的程序。

运动信息运算单元6、变化量运算单元8、11、13、15、16以及显示单元9、12、14的功能可以通过用个人计算机和 workstation 等计算机实现的超声波图像处理装置,和超声波诊断装置分开实现。

进而,本发明并不限于上述各实施方式自身,在实施阶段在不脱离其主旨的范围中可以变形构成要素具体化。此外,通过被公开在上述各实施方式中的多个构成要素的适宜的组合,可以形成各种发明。例如,可以从被表示在实施方式中的全部构成要素中删除几个构成要素。进而,还可以适宜地组合不同的实施方式的构成要素。

由于本发明在不偏离基实质和范围的情况下可以有许多明显不同的具体实施例,所以应当理解为本发明不仅限于具体的设备或实施例,在不脱离本发明精神的前提下,各种修改和变形都应属于本发明的保护范围。

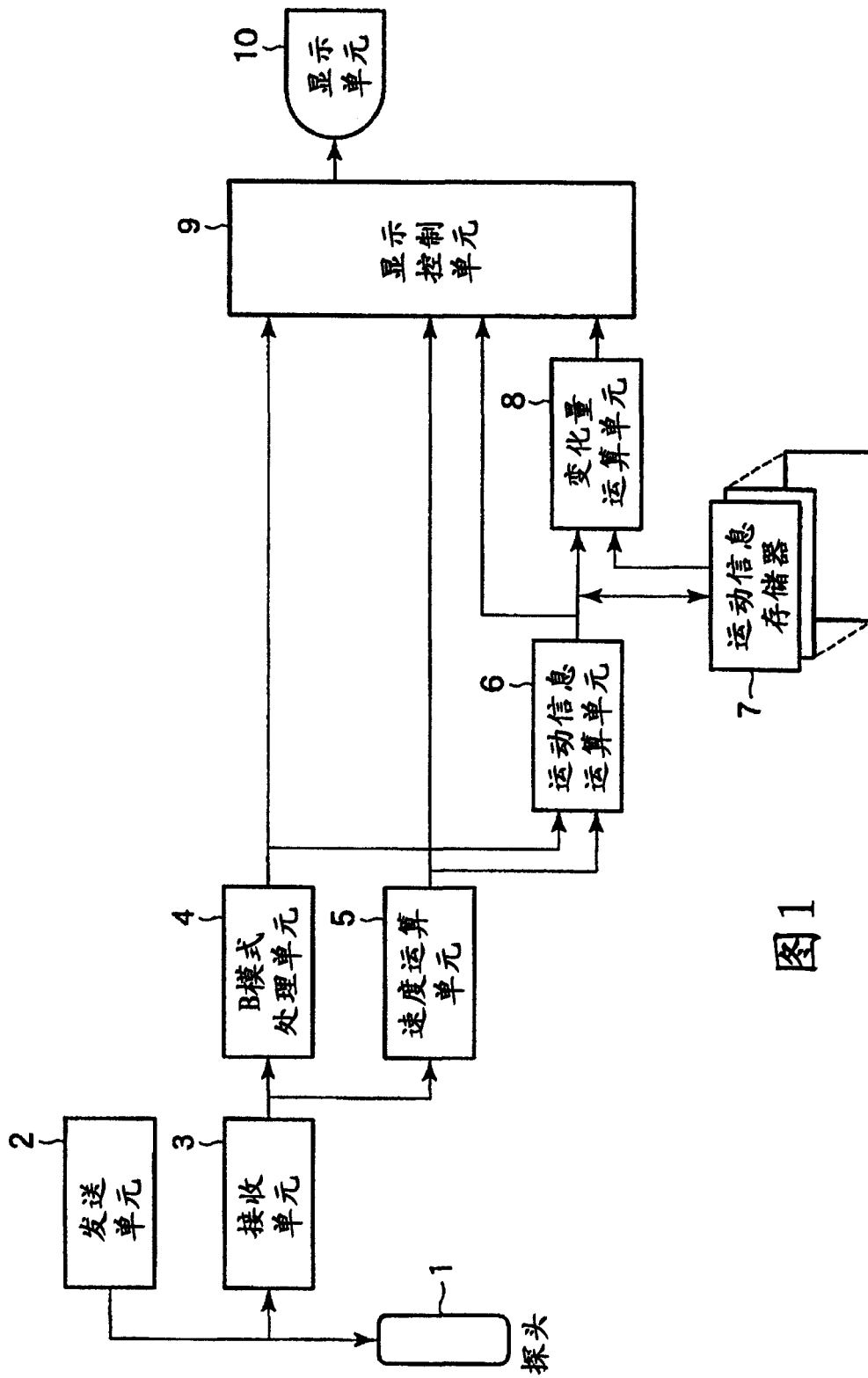


图1

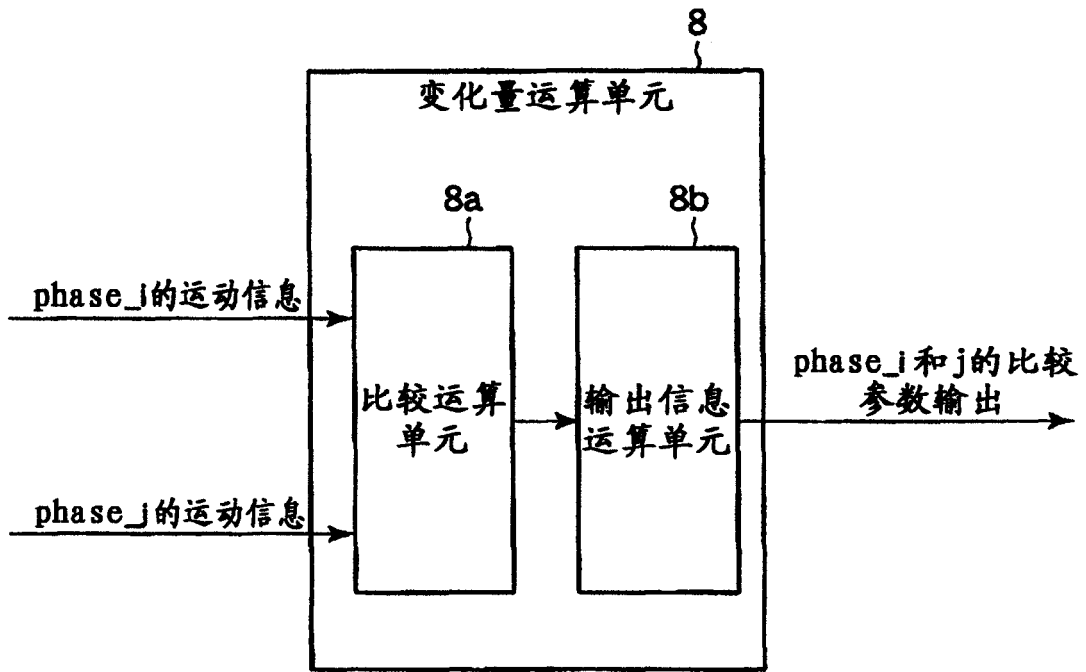


图 2

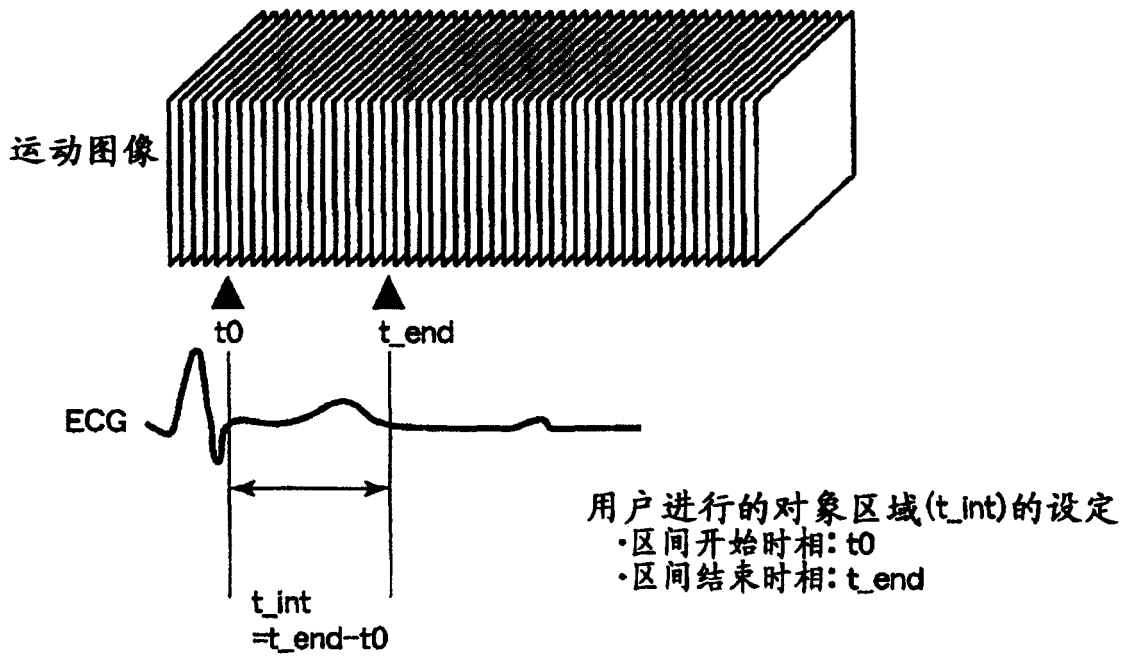


图 3

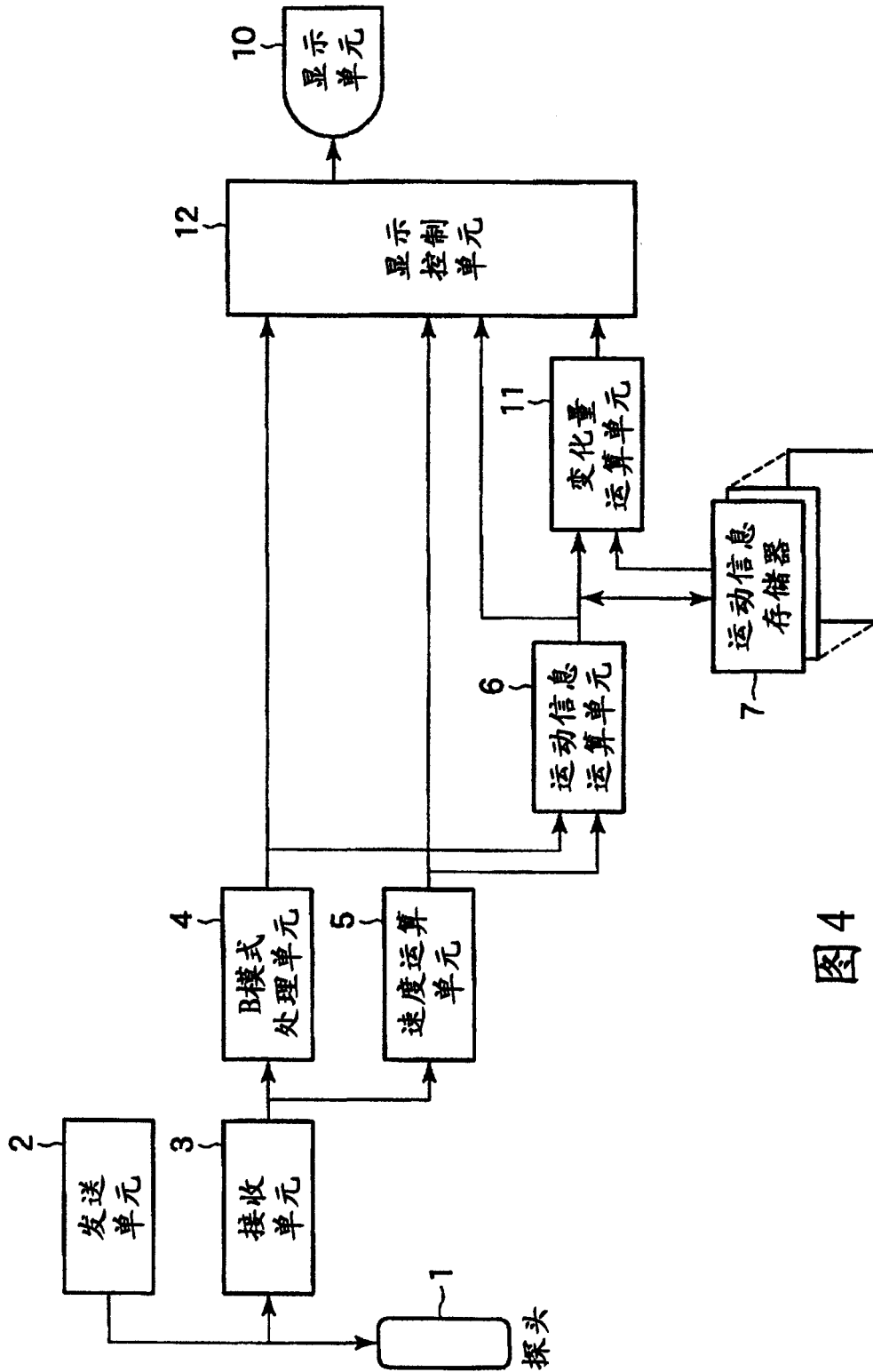


图4

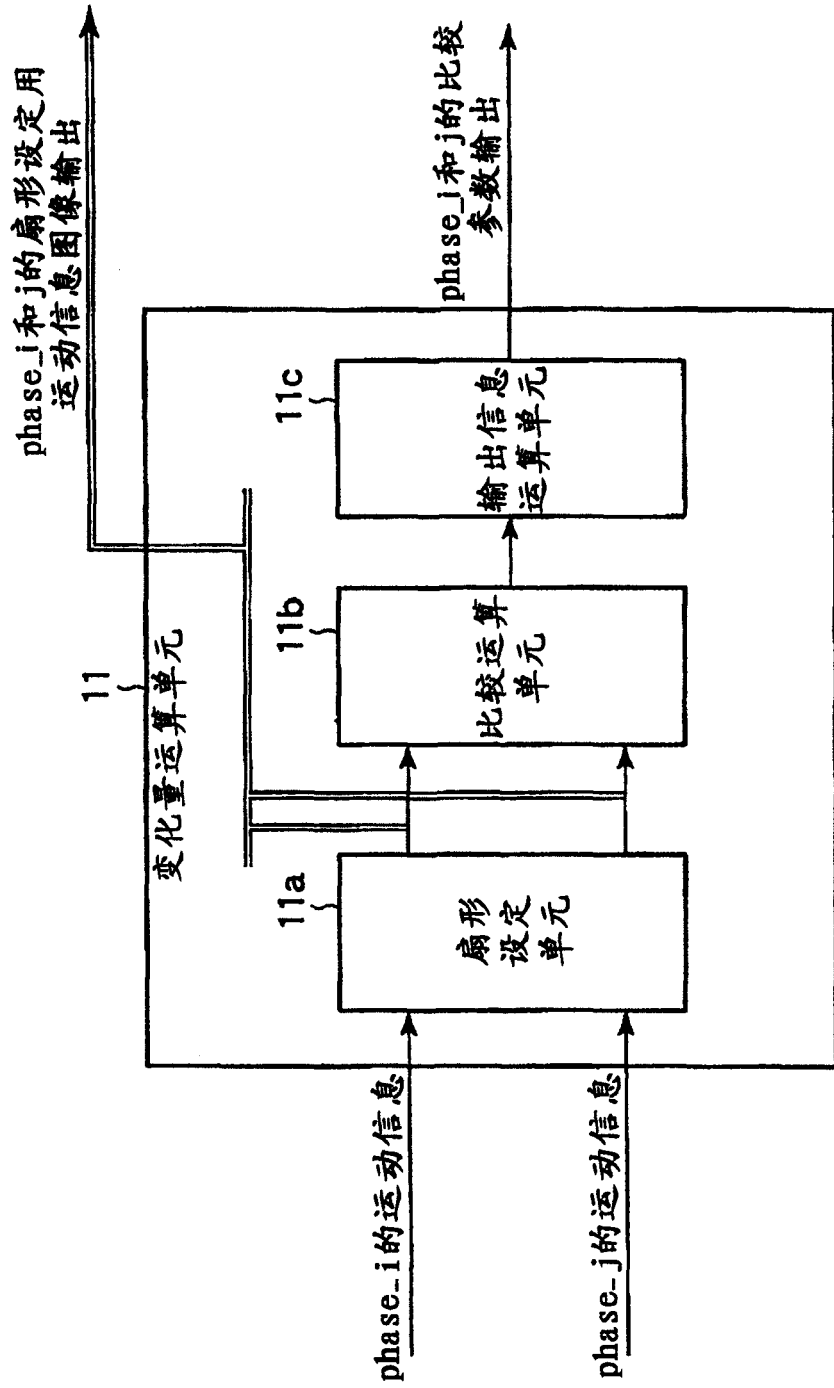
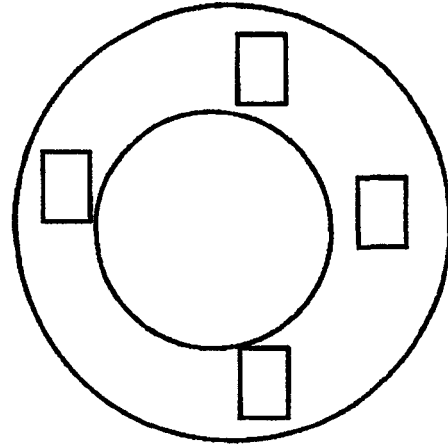
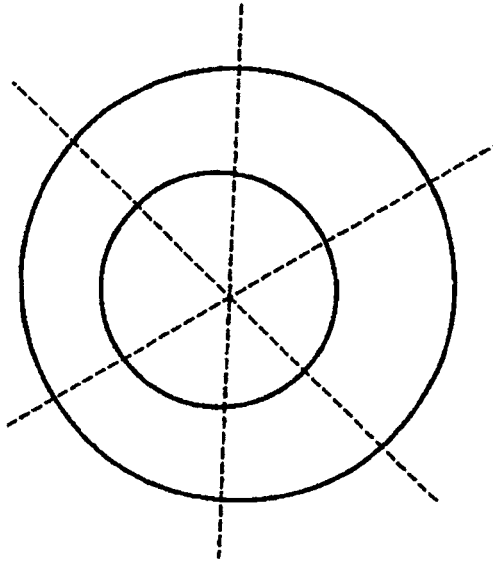


图5



多个ROI的例子
(模拟的ASE-分割)

图6B



ASE-分割的例子
(短轴像)

图6A

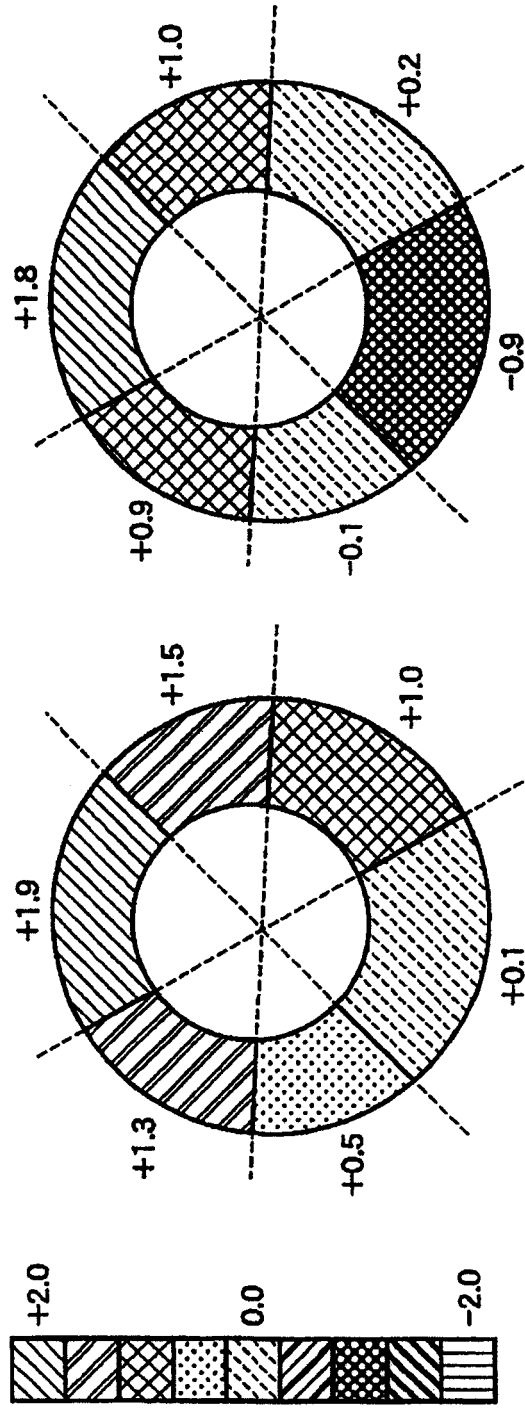


图7A

phase_1-phase_0

图7B

phase_4-phase_0

图7C

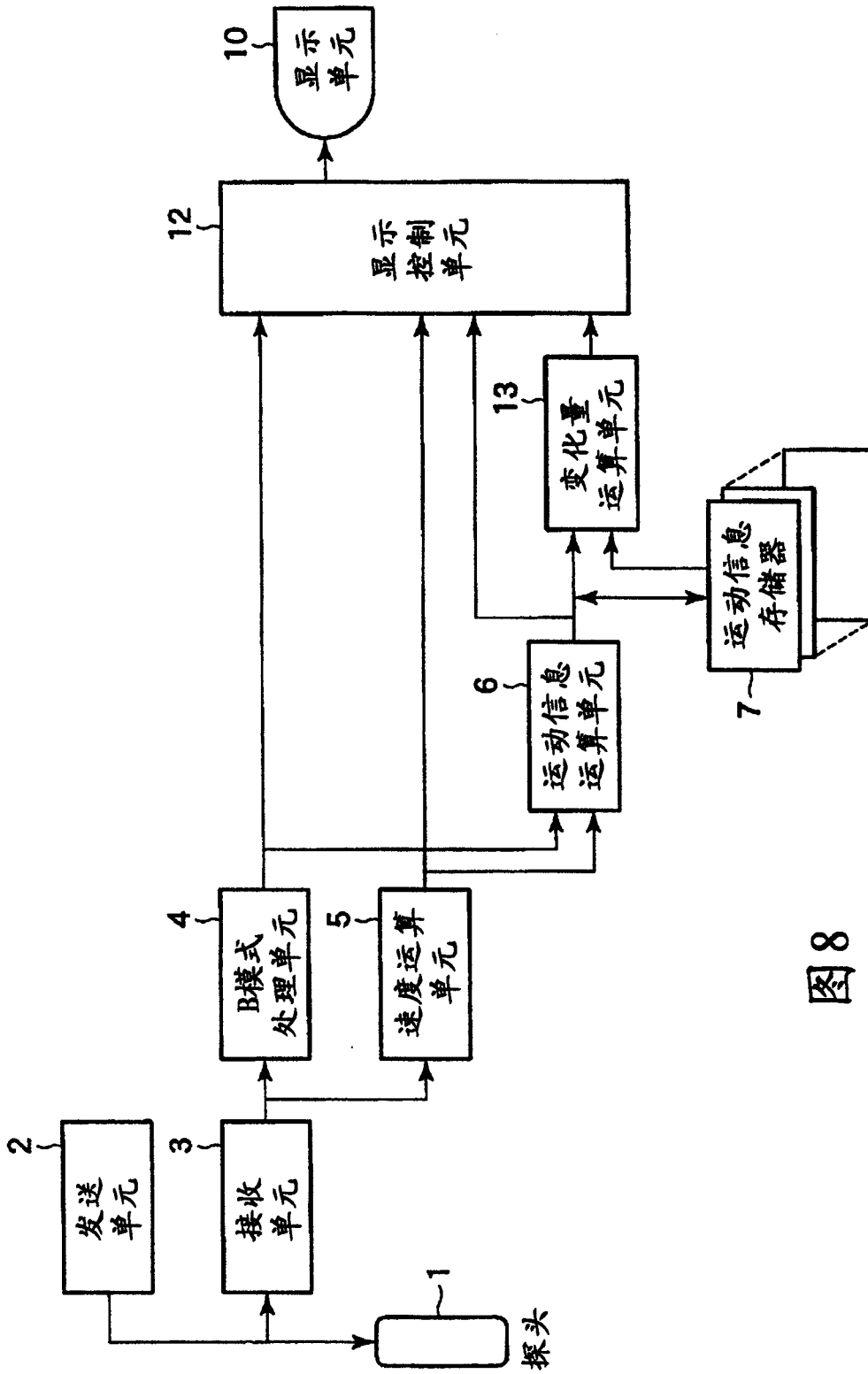


图8

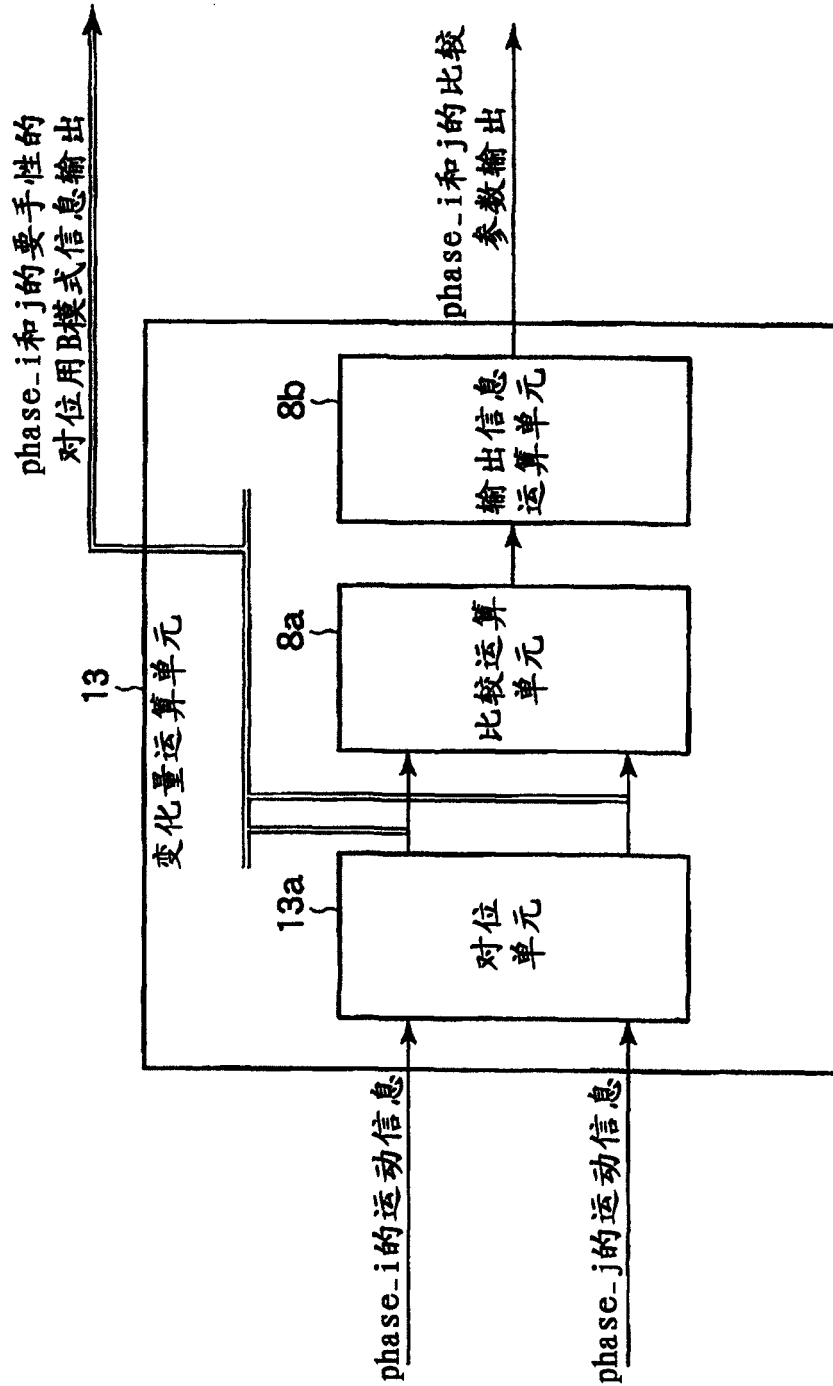


图9

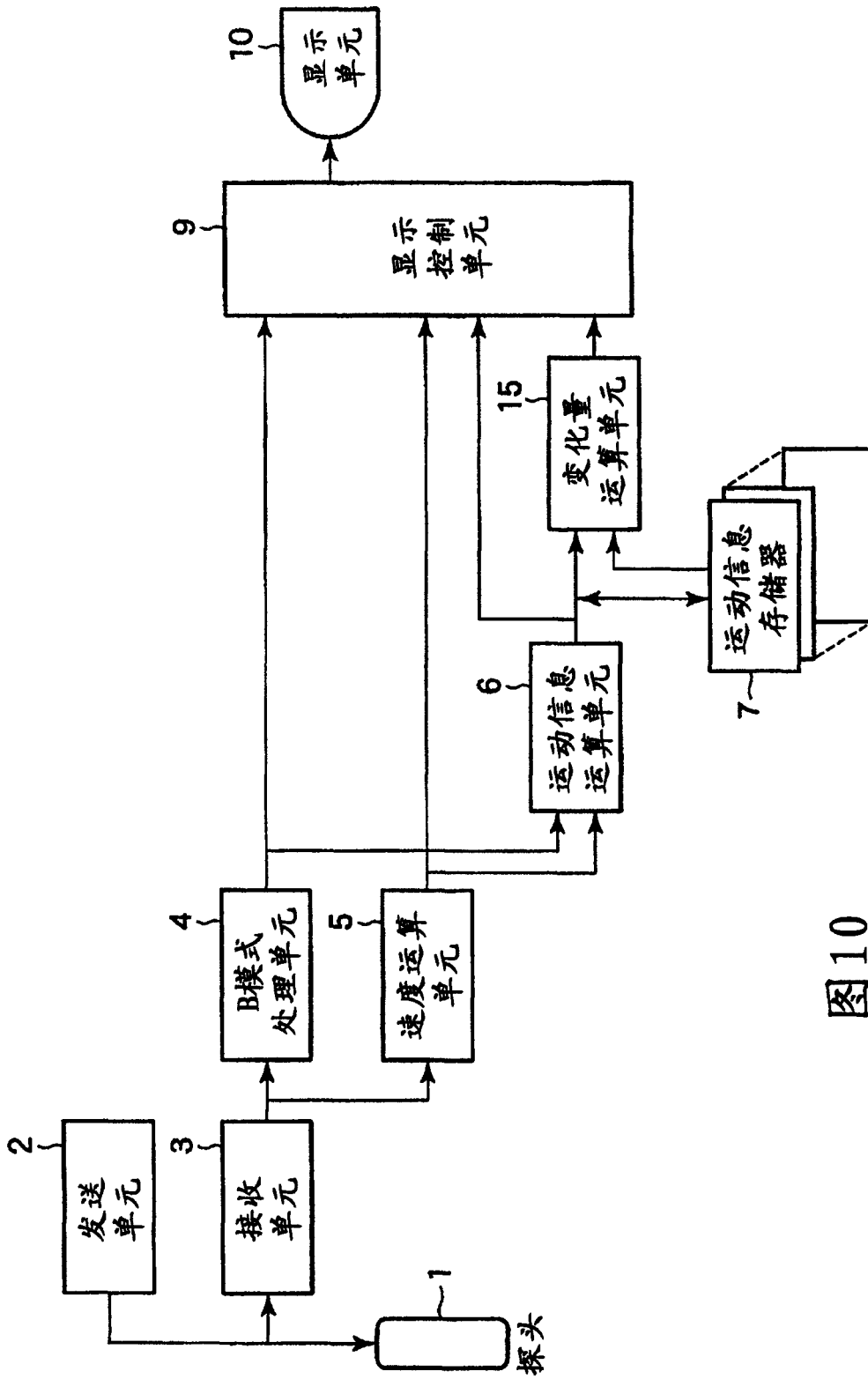


图10

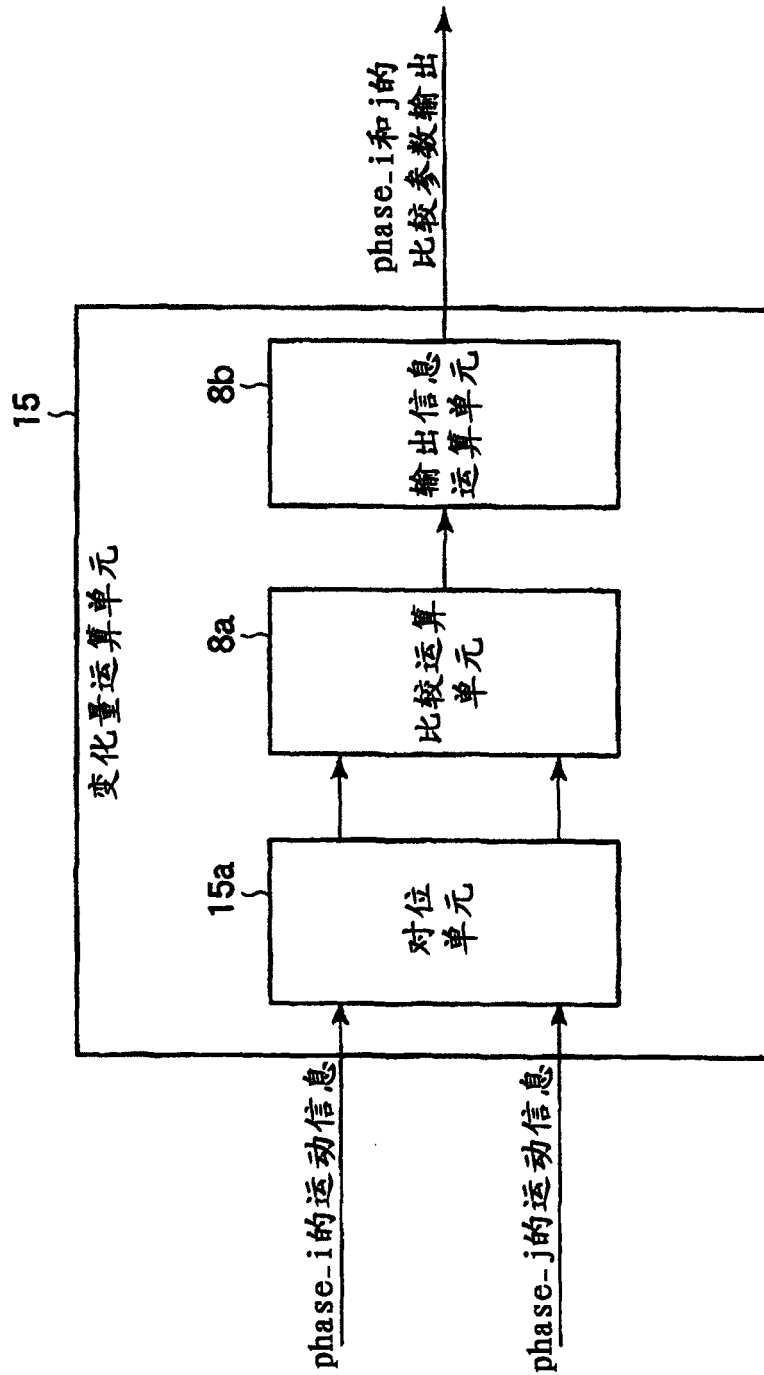


图11

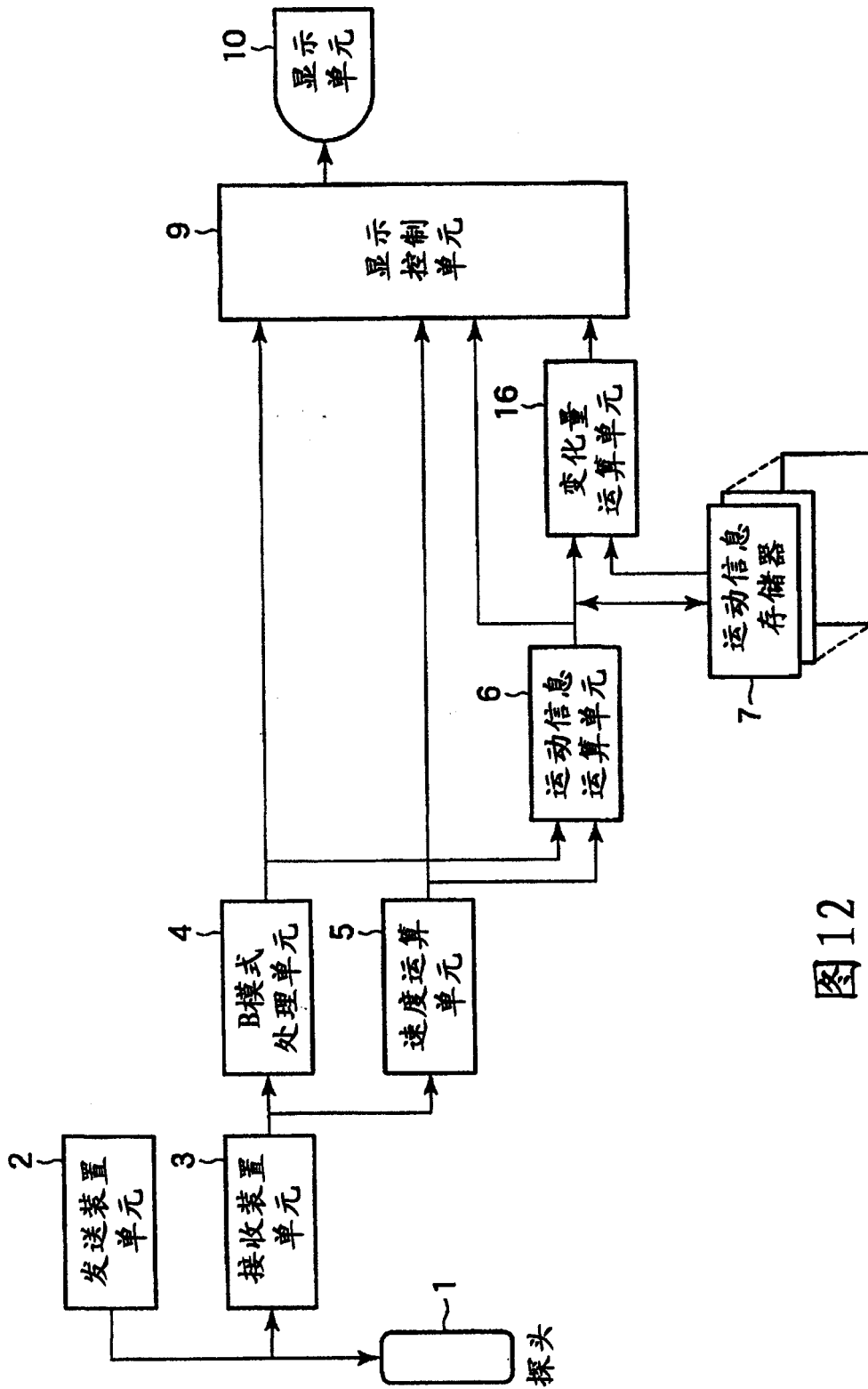


图12

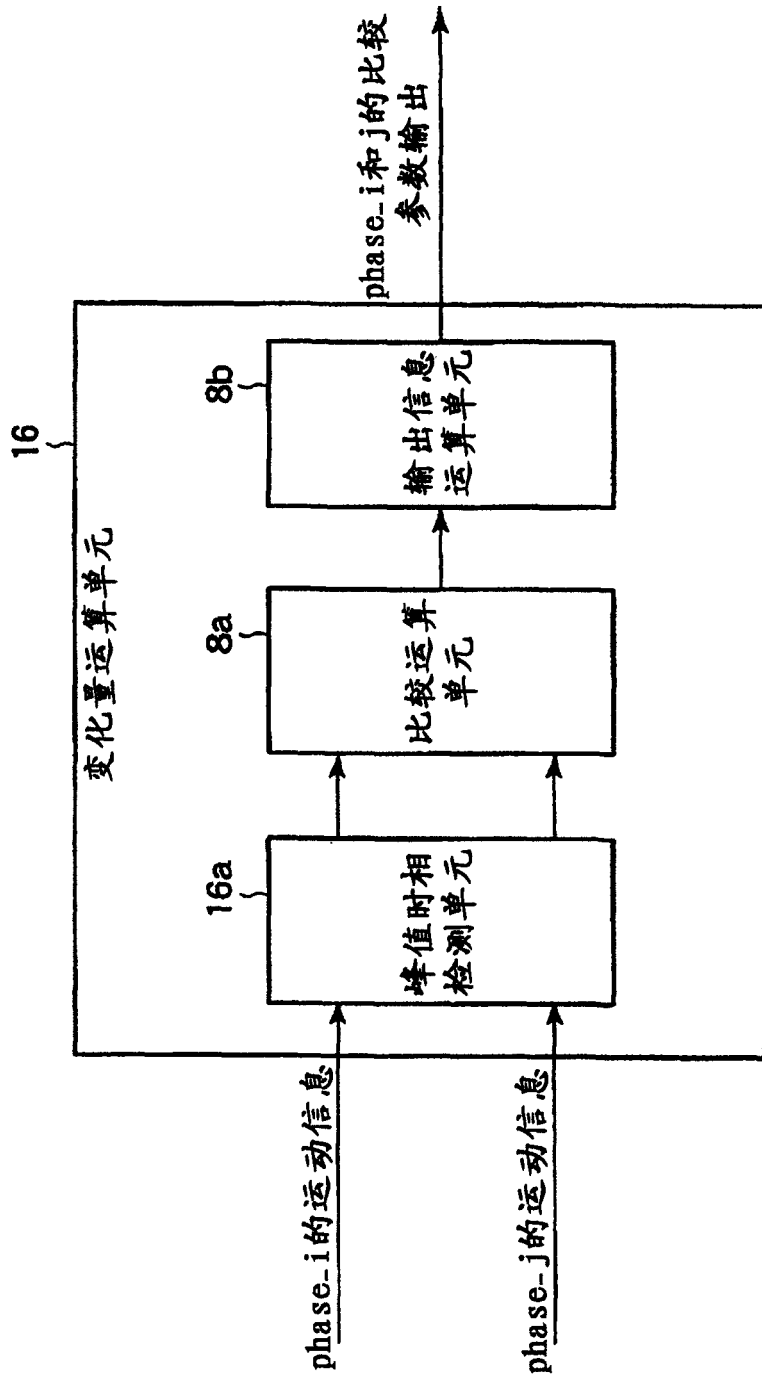


图13

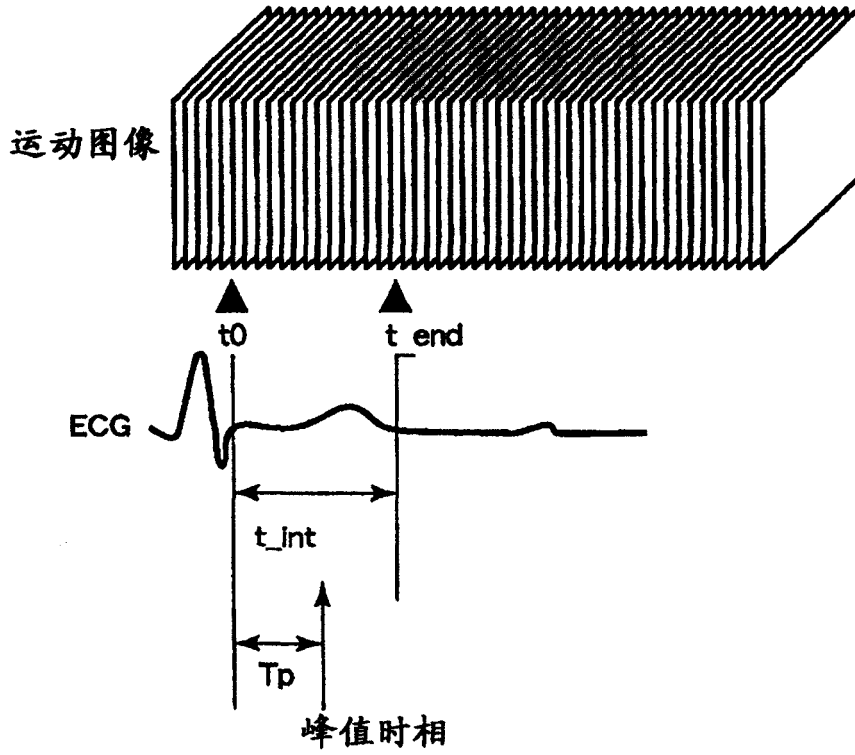


图14

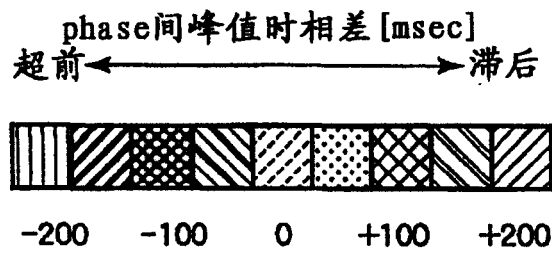


图15

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波图像处理方法		
公开(公告)号	CN1720865A	公开(公告)日	2006-01-18
申请号	CN200510084626.6	申请日	2005-07-15
[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)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	阿部康彦		
发明人	阿部康彦		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/461 A61B8/13 A61B8/0883 A61B8/08 A61B8/485 A61B5/0048 G01S7/52087 G01S15/8979 A61B8/14		
代理人(译)	李德山		
优先权	2004210110 2004-07-16 JP		
其他公开文献	CN100466984C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波诊断装置，利用发射超声波并且接收由被检体反射的上述超声波的超声波探头来进行上述被检体的诊断，包括：利用由上述超声波探头进行发送接收的超声波测定上述被检体中的局部性组织的运动速度的测定单元；根据上述运动速度来计算表示上述组织的变形或者变位的运动信息的运算单元；根据在给予了上述被检体相互不同的负荷的2种负荷状态下分别由上述运算单元进行运算的2个上述运动信息，计算表示伴随上述负荷的变化的上述组织的运动的变化量的参数值的算出单元。

