



(45) 授权公告日 2011.11.16

权利要求书 4 页 说明书 15 页 附图 10 页

1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

关注区域设定部,设定包含在基于利用从被检体反射的超声波所取得的接收数据而生成的超声波图像中的关注区域;

接收数据间移动量计算部,计算在利用从上述被检体反射的超声波所取得的沿着时间序列的接收数据之间的由上述关注区域设定部设定的上述关注区域的移动量,作为接收数据间移动量;

扫描区域控制部,基于由上述接收数据间移动量计算部计算出的上述接收数据间移动量进行控制,以使从超声波探头发送的超声波的扫描区域偏向;

图像生成部,基于相对于在通过上述扫描区域控制部的控制而偏向的扫描区域中从上述超声波探头发送的超声波的接收数据,生成沿着时间序列的多个超声波图像;以及

显示控制部,进行控制,以将由上述图像生成部生成的上述沿着时间序列的多个超声波图像由规定的显示部显示。

2. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具备图像间移动量计算部,该图像间移动量计算部计算在由上述图像生成部生成的上述沿着时间序列的多个超声波图像之间的由上述关注区域设定部设定的上述关注区域的移动量,作为图像间移动量;

上述显示控制部基于由上述图像间移动量计算部计算出的上述图像间移动量进行控制,以便,包含在由上述图像生成部生成的上述沿着时间序列的多个超声波图像的各个中的上述关注区域,在上述规定的显示部上显示在相同的显示位置。

3. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,上述接收数据间移动量计算部使用相对于为了计算上述接收数据间移动量而发送的超声波的接收数据、和/或相对于为了生成由上述规定的显示部显示的超声波图像而发送的超声波的接收数据。

4. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,上述扫描区域控制部,在基于由上述接收数据间移动量计算部计算出的上述接收数据间移动量使从上述超声波探头发送的超声波的焦点位置移动后,进行控制,以使从该超声波探头发送的超声波的扫描区域偏向。

5. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述接收数据间移动量计算部,每当取得用来计算上述接收数据间移动量的新的接收数据时,实时地计算使用该取得的新的接收数据的接收数据间移动量;

上述扫描区域控制部,每当由上述接收数据间移动量计算部计算新的接收数据间移动量时,基于该计算出的新的接收数据间移动量进行控制,以使从上述超声波探头发送的超声波的扫描区域实时地偏向;

上述图像生成部实时地生成基于下述接收数据的超声波图像,该接收数据为相对于在由上述扫描区域控制部的控制而偏向的扫描区域中从上述超声波探头发送的超声波的接收数据;

上述显示控制部,每当由上述图像生成部生成新的超声波图像时,进行控制,以将该生成的新的超声波图像通过上述规定的显示部实时地显示。

6. 如权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述图像间移动量计算部,每当由上述图像生成部生成新的超声波图像时,实时地计

算使用该生成的新的超声波图像的图像间移动量；

上述显示控制部，每当由上述图像间移动量计算部计算新的图像间移动量时，基于该计算出的新的图像间移动量实时地进行控制，以便，包含在由上述图像生成部生成的上述新的超声波图像中的上述关注区域，在上述规定的显示部上显示在相同的显示位置上。

7. 如权利要求 2 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

还具备将上述接收数据分离为基波和分谐波或高次谐波的不同的两系统的接收滤波器；

上述接收数据间移动量计算部利用由上述接收滤波器分离的上述基波来计算上述接收数据间移动量；

上述图像生成部沿着时间序列生成：相对于在由上述扫描区域控制部的控制而偏向的扫描区域中从上述超声波探头发送的超声波的接收数据中的、基于由上述接收滤波器分离后的上述基波的超声波图像即第一超声波图像、和基于由上述接收滤波器分离后的上述分谐波或上述高次谐波的超声波图像即第二超声波图像；

上述图像间移动量计算部计算在由上述图像生成部沿着时间序列生成的第一超声波图像之间的上述图像间移动量；

在上述规定的显示部中，分别在显示由上述图像生成部生成的上述第二超声波图像的情况下、在将上述第一超声波图像及上述第二超声波图像并列显示的情况下、或者在将上述第一超声波图像及上述第二超声波图像重叠显示的情况下，上述显示控制部基于由上述图像间移动量计算部计算出的上述图像间移动量进行控制，以便上述关注区域显示在相同的显示位置。

8. 如权利要求 7 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述接收数据间移动量计算部，每当由上述接收滤波器分离新的基波时，实时地计算使用该分离后的新的基波的接收数据间移动量；

上述扫描区域控制部，每当由上述接收数据间移动量计算部计算新的接收数据间移动量时，基于该计算出的新的接收数据间移动量进行控制，以便实时地使从上述超声波探头发送的超声波的扫描区域偏向；

上述图像生成部实时地生成基于下述接收数据的第一超声波图像及第二超声波图像，该接收数据为相对于在通过上述扫描区域控制部的控制而偏向的扫描区域中从上述超声波探头发送的超声波的接收数据；

上述图像间移动量计算部，每当由上述图像生成部生成新的第一超声波图像及新的第二超声波图像时，实时地计算使用该生成的新的第一超声波图像的图像间移动量；

上述显示控制部，每当由上述图像间移动量计算部计算出新的图像间移动量时，基于该计算出的新的图像间移动量实时地控制，以便上述关注区域在上述规定的显示部上显示在相同的显示位置。

9. 一种图像显示方法，其特征在于，包括：

关注区域设定部设定包含在基于利用从被检体反射的超声波所取得的接收数据而生成的超声波图像中的关注区域；

接收数据间移动量计算部计算在利用从上述被检体反射的超声波所取得的沿着时间序列的接收数据之间的由上述关注区域设定部设定的上述关注区域的移动量，作为接收数

据间移动量；

扫描区域控制部，基于由上述接收数据间移动量计算部计算出的上述接收数据间移动量进行控制，以使从超声波探头发送的超声波的扫描区域偏向；

图像生成部，基于相对于在通过上述扫描区域控制部的控制而偏向的扫描区域中从上述超声波探头发送的超声波的接收数据，生成沿着时间序列的多个超声波图像；

显示控制部进行控制，以将由上述图像生成部生成的上述沿着时间序列的多个超声波图像由规定的显示部显示。

10. 如权利要求 9 所述的图像显示方法，其特征在于，

还包括：图像间移动量计算部计算在由上述图像生成部生成的上述沿着时间序列的多个超声波图像之间的由上述关注区域设定部设定的上述关注区域的移动量，作为图像间移动量；

上述显示控制部基于由上述图像间移动量计算部计算出的上述图像间移动量进行控制，以便，在由上述图像生成部生成的上述沿着时间序列的多个超声波图像的各个中包含的上述关注区域，在上述规定的显示部上显示在相同的显示位置。

11. 如权利要求 9 所述的图像显示方法，其特征在于，上述接收数据间移动量计算部使用相对于为了计算上述接收数据间移动量而发送的超声波的接收数据、和 / 或相对于为了生成由上述规定的显示部显示的超声波图像而发送的超声波的接收数据。

12. 如权利要求 9 所述的图像显示方法，其特征在于，上述扫描区域控制部，在基于由上述接收数据间移动量计算部计算出的上述接收数据间移动量来移动从上述超声波探头发送的超声波的焦点位置后，进行控制，以使从该超声波探头发送的超声波的扫描区域偏向。

13. 如权利要求 9 所述的图像显示方法，其特征在于，

上述接收数据间移动量计算部，每当取得用来计算上述接收数据间移动量的新的接收数据时，实时地计算使用该取得的新的接收数据的接收数据间移动量；

上述扫描区域控制部，每当由上述接收数据间移动量计算部计算新的接收数据间移动量时，基于该计算出的新的接收数据间移动量进行控制，以使从上述超声波探头发送的超声波的扫描区域实时地偏向；

上述图像生成部实时地生成基于下述接收数据的超声波图像，该接收数据为相对于在由上述扫描区域控制部的控制而偏向的扫描区域中从上述超声波探头发送的超声波的接收数据；

上述显示控制部，每当由上述图像生成部生成新的超声波图像时，进行控制，以便通过上述规定的显示部实时地显示该生成的新的超声波图像。

14. 如权利要求 10 所述的图像显示方法，其特征在于，

上述图像间移动量计算部，每当由上述图像生成部生成新的超声波图像时，实时地计算使用该生成的新的超声波图像的图像间移动量；

上述显示控制部，每当由上述图像间移动量计算部计算新的图像间移动量时，基于该计算出的新的图像间移动量实时地进行控制，以便，包含在由上述图像生成部生成的上述新的超声波图像中的上述关注区域，在上述规定的显示部上显示在相同的显示位置。

15. 如权利要求 10 所述的图像显示方法，其特征在于，

还包括接收滤波器将上述接收数据分离为基波和分谐波或高次谐波的不同的两系统；

上述接收数据间移动量计算部利用由上述接收滤波器分离的上述基波来计算上述接收数据间移动量；

上述图像生成部沿着时间序列生成：相对于在由上述扫描区域控制部的控制而偏向的扫描区域中从上述超声波探头发送的超声波的接收数据中的、基于由上述接收滤波器分离后的上述基波的超声波图像即第一超声波图像、和基于由上述接收滤波器分离后的上述分谐波或上述高次谐波的超声波图像即第二超声波图像；

上述图像间移动量计算部计算在由上述图像生成部沿着时间序列生成的第一超声波图像之间的上述图像间移动量；

在上述规定的显示部中，分别在显示由上述图像生成部生成的上述第二超声波图像的情况下、在将上述第一超声波图像及上述第二超声波图像并列显示的情况下、或者在将上述第一超声波图像及上述第二超声波图像重叠显示的情况下，上述显示控制部基于由上述图像间移动量计算部计算出的上述图像间移动量进行控制，以便上述关注区域显示在相同的显示位置。

16. 如权利要求 15 所述的图像显示方法，其特征在于，

上述接收数据间移动量计算部，每当由上述接收滤波器分离新的基波时，实时地计算使用该分离后的新的基波的接收数据间移动量；

上述扫描区域控制部，每当由上述接收数据间移动量计算部计算新的接收数据间移动量时，基于该计算出的新的接收数据间移动量进行控制，以便实时地使从上述超声波探头发送的超声波的扫描区域偏向；

上述图像生成部实时地生成基于下述接收数据的第一超声波图像及第二超声波图像，该接收数据为相对于在通过上述扫描区域控制部的控制而偏向的扫描区域中从上述超声波探头发送的超声波的接收数据；

上述图像间移动量计算部，每当由上述图像生成部生成新的第一超声波图像及新的第二超声波图像时，实时地计算使用该生成的新的第一超声波图像的图像间移动量；

上述显示控制部，每当由上述图像间移动量计算部计算出新的图像间移动量时，基于该计算出的新的图像间移动量实时地控制，以便上述关注区域在上述规定的显示部上显示在相同的显示位置。

超声波诊断装置及图像显示方法

[0001] 本申请主张在 2008 年 9 月 17 日提出的日本专利申请号码 2008-237661 的优先权，在本申请中引用该日本专利申请的全部内容。

技术领域

[0002] 本发明涉及超声波诊断装置及图像显示方法。

背景技术

[0003] 以往，超声波诊断装置作为与 X 射线诊断装置及 X 射线计算机 (computer) 断层摄影装置等其他医用图像诊断装置相比具备简单的操作性、没有被放射线照射的可能性的非侵袭性等优点的装置，在当前的医疗中，用于心脏、肝脏、肾脏、乳腺、肌肉等、各种生物体组织的检查及诊断。

[0004] 超声波诊断装置从抵接在被检体的体表上的超声波探头 (probe) 发送超声波，接收从该被检体的内部组织反射的超声波而生成超声波图像，而在一般的超声波诊断装置中，通过使用将多个超声波振子沿扫描方向排列为 1 列的 1 维超声波探头，将超声波在规定的断层内扫描而生成被检体内的组织的断层像 (2 维图像)。

[0005] 此外，近年来，由将 1 维超声波探头机械地摆动而 2 维地扫描超声波的机械扫描探头 (mechanical scan probe)、以及通过从以矩阵 (matrix) (格子) 状配置的多个超声波振子 2 维地扫描超声波的 2 维超声波探头大致实时地生成 3 维超声波图像 (体数据 (volume data)) 的超声波诊断装置已实用化 (例如参照日本特开 2000-132664 号公报)。

[0006] 这里，在使用超声波诊断装置的诊断中，要求由超声波诊断装置生成的超声波图像的品质提高、并要求由超声波诊断装置生成的超声波图像的实时 (realtime) 性。

[0007] 作为用来使超声波图像的品质提高的参数 (parameter)，有通过收发系统的延迟控制进行的聚焦 (focus) 处理、由回波滤波器 (echo filter) 等进行的滤波 (filter) 处理、通过接收动态范围 (dynamic range) 的提高进行的灵敏度提高处理 / 及接收数据 (data) 的信号处理等，而其中用来使方位方向的空间分辨率提高的处理是重要的。

[0008] 为了使方位方向的空间分辨率提高，提高从超声波探头发送的超声波的扫描线密度是基本的，但在提高扫描线密度的情况下，每单位截面或单位体积的扫描线数 (扫描线 [scan line] 数) 增大。这里，即使在生成聚焦了相同深度的超声波图像的情况下，需要的超声波的扫描时间也与扫描线数成比例地增大。因而，如果为了使超声波图像的品质提高而提高扫描线密度，则每单位时间的扫描线数即扫描速率下降，实时性受损。

[0009] 此外，已知有扩大从超声波探头发送的一个一个的超声波的范围、对于 1 次发送，通过由取得多个不同的扫描线的接收数据的并列同时接收来缩短扫描时间来确保实时性的技术，但在此情况下，与从 1 次发送取得 1 个扫描线的接收数据的情况相比较，生成的超声波图像的画质下降。因而，在使用超声波诊断装置的诊断中，为了同时实现超声波图像的画质提高和实时性，需要尽量缩窄超声波的扫描区域。

[0010] 因此，在以往的超声波诊断装置中，具备参照超声波图像预先决定超声波的扫描

区域、以使诊断对象中的关注区域必定包含在超声波图像中的功能。这样,在决定扫描区域后进行超声波图像的摄影,将对应于固定的扫描区域的超声波图像用超声波诊断装置具备的显示器显示。

[0011] 上述以往的技术在关注区域移动的情况下,为了同时实现超声波图像的画质提高和实时性,有被检体及操作者的负担变大的问题。

[0012] 即,在因呼吸等而作为诊断对象的脏器自身周期性地移动的情况下,处于该脏器内的关注区域也同时周期性地移动。因为这样的情况,为了使因呼吸等而周期性地移动的关注区域必定包含在超声波图像中,需要扩大超声波的扫描区域。

[0013] 此外,在腹部区域中的肝脏的诊断中,由于作为诊断对象的肝脏自身较大,所以超声波的扫描区域原本就要求是较大的范围,进而,由于肝脏内组织的组织性状的变化成为诊断基准的重要信息,所以要求提高超声波图像的画质,但由于肝脏因呼吸等而脏器自身周期性地移动,所以例如为了使作为关注区域的肝脏内的肿瘤必定包含在超声波图像中,要求进一步扩大超声波的扫描区域。

[0014] 这样,在关注区域移动的情况下,为了提高画质,并且为了扩大扫描区域以使该关注区域必定包含在超声波图像中,有扫描线数增加的倾向,其结果有损害实时性的倾向。

[0015] 所以,作为超声波诊断装置的操作者的医生或技师为了确保实时性,如上所述,需要尽量缩窄超声波的扫描区域。因此,操作者在取得超声波图像的期间中,需要使被检体进行“屏住呼吸”,以使脏器自身不会因呼吸等而周期性地移动。

[0016] 但是,对于被检体而言,“屏住呼吸”未必是容易的行为,特别是,对于患有呼吸器官类疾病的被检体、及相对高龄的被检体而言,“屏住呼吸”是困难的行为。此外,在因在超声波图像中没有包含关注区域而反复再摄影的情况下,被检体被多次要求“屏住呼吸”。

[0017] 因此,操作者为了避免被检体的负担,配合被检体的呼吸而手动持续操作超声波探头,以使关注区域包含在超声波图像中,但在使用 1 维超声波探头生成断层像的情况下,持续调节 1 维超声波探头的位置以使移动的关注区域必定包含在断层像中并不是容易的操作,操作者的负担变大。

[0018] 另一方面,在通过机械扫描探头或 2 维超声波探头生成 3 维超声波图像的情况下,与生成断层像的情况相比扫描区域变大。因此,如果想要确保与生成断层像的情况同样的超声波图像的画质(方位方向的空间分辨率)及实时性,则需要进一步缩窄超声波的扫描区域。

[0019] 因而,在生成 3 维超声波图像的情况下,与生成断层像的情况相比,使被检体进行“屏住呼吸”以使关注区域不移动的需要增加,而操作者为了避免被检体的负担,与生成断层像的情况同样,需要配合被检体的呼吸而以手动持续操作机械扫描探头、2 维扫描探头。

[0020] 在此情况下,由于以 2 维发送超声波,所以调节超声波探头的位置以使关注区域总是包含在超声波图像中与生成断层像(2 维图像)的情况相比有可能是比较容易的,但并不会减轻操作者的负担。此外,也有即使调节超声波探头的位置也不能保证移动的关注区域总是包含在 3 维超声波图像中、为了避免反复再摄影而被检体需要进行“屏住呼吸”的情况。

[0021] 此外,一般很少有将生成的 3 维超声波图像直接在诊断中使用的情况,操作者从 3 维超声波图像中将包含关注区域的截面切出,参照切出的截面来诊断,所以在生成 3 维超

声波图像而进行诊断的情况下,操作者的负担变大。

[0022] 所以,本发明是为了解决上述以往技术问题而做出的,目的是提供一种在关注区域移动的情况下、在维持超声波图像的画质和实时性的基础上、能够减轻被检体及操作者的负担的超声波诊断装置及图像显示方法。

[0023] 本发明的一技术方案的超声波诊断装置具备:关注区域设定部,设定包含在基于利用从被检体反射的超声波所取得的接收数据而生成的超声波图像中的关注区域;接收数据间移动量计算部,计算在利用从上述被检体反射的超声波所取得的沿着时间序列的接收数据之间的由上述关注区域设定部设定的上述关注区域的移动量,作为接收数据间移动量;扫描区域控制部,基于由上述接收数据间移动量计算部计算出的上述接收数据间移动量进行控制,以使从超声波探头发送的超声波的扫描区域偏向;图像生成部,基于相对于在通过上述扫描区域控制部的控制而偏向的扫描区域中从上述超声波探头发送的超声波的接收数据,生成沿着时间序列的多个超声波图像;以及显示控制部,进行控制,以将由上述图像生成部生成的上述沿着时间序列的多个超声波图像由规定的显示部显示。

[0024] 本发明的另一技术方案的图像显示方法,关注区域设定部设定包含在基于利用从被检体反射的超声波所取得的接收数据而生成的超声波图像中的关注区域;接收数据间移动量计算部计算在利用从上述被检体反射的超声波所取得的沿着时间序列的接收数据之间的由上述关注区域设定部设定的上述关注区域的移动量,作为接收数据间移动量;扫描区域控制部,基于由上述接收数据间移动量计算部计算出的上述接收数据间移动量进行控制,以使从超声波探头发送的超声波的扫描区域偏向;图像生成部,基于相对于在通过上述扫描区域控制部的控制而偏向的扫描区域中从上述超声波探头发送的超声波的接收数据,生成沿着时间序列的多个超声波图像;显示控制部进行控制,以将由上述图像生成部生成的上述沿着时间序列的多个超声波图像由规定的显示部显示。

[0025] 附图说明

[0026] 图1是用来说明实施例1的超声波诊断装置的结构图。

[0027] 图2是用来说明关注区域显示设定部的图。

[0028] 图3是用来说明第一扫描序列的图。

[0029] 图4是用来说明第二扫描序列的图。

[0030] 图5是用来说明第三扫描序列的图。

[0031] 图6是用来说明收发延迟量运算部及运算-控制电路的图。

[0032] 图7是用来说明第二移动量计算部及显示位置补正部的图。

[0033] 图8是用来说明实施例1的超声波诊断装置的处理的图。

[0034] 图9是用来说明实施例2的超声波诊断装置的结构图。

[0035] 图10是用来对实施例2的超声波诊断装置的特征进行说明的图。

[0036] 具体实施方式

[0037] 以下,参照附图,详细地说明有关本发明的超声波诊断装置及图像显示方法。

[0038] 首先,对实施例1的超声波诊断装置的结构进行说明。图1是用来说明实施例1的超声波诊断装置的结构图。如图1所示,实施例1的超声波诊断装置包括超声波探头1、显示器 (monitor) 2、输入装置 3、和装置主体 10。

[0039] 超声波探头1内装有集成了多个振子单元 (cell) 的超声波振子 (未图示),将从

该超声波振子产生的超声波作为超声波束 (beam) 向被检体内发送, 在超声波振子的各振子单元中接收来自被检体的内部组织的反射波作为超声波束的反射波。

[0040] 另外, 在本实施例中, 对作为超声波探头 1 而使用将超声波振子以矩阵 (格子) 状配置、对被检体内发送 2 维超声波束的 2 维超声波探头的情况进行说明。此外, 在本实施例中, 超声波探头 1 不仅发送 2 维超声波束而 3 维地扫描被检体内, 还能够发送 1 维超声波束而在 2 维断层面内扫描被检体内。

[0041] 显示器 2 是显示在装置主体 10 中生成的超声波图像的显示装置, 输入装置 3 具备面板开关 (panel switch)、触摸命令屏幕 (touch command screen)、脚踏开关 (foot switch)、跟踪球 (trackball) 等, 是受理来自作为超声波诊断装置的操作者的医生或技师等的各种设定请求、对装置主体 10 输入受理的各种设定请求的装置。

[0042] 装置主体 10 是基于超声波探头 1 接收到的反射波生成超声波图像的装置, 如图 1 所示, 包括收发部 11、B 模式 (mode) 处理部 12、多普勒 (doppler) 处理部 13、图像生成电路 14、运算 - 控制电路 15、关注区域追随部 16、设定信息存储部 17、和存储器 (memory) 18。

[0043] 收发部 11 与超声波探头 1 连接, 收发部 11 内装的脉冲发生器 [pulsar] (未图示) 按照运算 - 控制电路 15 的控制, 每隔规定的延迟时间产生高电压脉冲。收发部 11 内装的脉冲发生器产生的高电压脉冲 (pulse) 被依次施加给内装在超声波探头 1 中的超声波振子的各振子单元, 由此, 在各振子单元中产生超声波。

[0044] 此外, 超声波探头 1 接收到的反射波的接收信号被输入时, 收发部 11 通过前置放大器 [preamplifier] (未图示) 对接收信号进行增益 (gain) 补正, 进行已增益补正的接收信号进行 A/D 变换。并且, 收发部 11 经由总线 (bus) 将 A/D 变换后的接收信号暂时保存到存储器 18 中。

[0045] 此外, 收发部 11 按照运算 - 控制电路 15 的控制, 以需要的定时 (timing), 读出由存储器 18 保存的 A/D 变换后的接收信号, 通过将读出的 A/D 变换后的接收信号调相相加而成为接收数据。并且, 收发部 11 按照运算 - 控制电路 15 的控制, 将接收数据经由总线发送给 B 模式处理部 12 或多普勒处理部 13。

[0046] B 模式处理部 12 基于接收到的接收数据, 进行 B 模式图像构成用数据生成处理, 此外, 多普勒处理部 13 基于接收到的接收数据, 进行多普勒模式图像构成用数据生成处理。并且, B 模式处理部 12 或多普勒处理部 13 将 B 模式图像构成用数据或多普勒模式图像构成用数据发送给图像生成电路 14, 并且保存在存储器 18 中。

[0047] 另外, B 模式处理部 12 及多普勒处理部 13 对于 2 维数据及 3 维数据两者能够处理, 在本实施例中, 基于由作为 2 维超声波探头的超声波探头 1 接收到的 3 维接收信号生成的 3 维接收数据, 进行图像构成用的数据生成处理。

[0048] 图像生成电路 14 对从 B 模式处理部 12 或多普勒处理部 13 接收到的图像构成用的数据进行向正交坐标系的变换处理 (正交变换处理) 及 D/A 变换处理等, 生成 B 模式图像、多普勒图像、或者将 B 模式图像及多普勒图像重叠的图像, 将生成的图像用显示器 2 显示。这里, B 模式处理部 12、多普勒处理部 13 及图像生成电路 14 对应于在权利要求书中记载的“图像生成机构”。

[0049] 设定信息存储部 17 存储用来控制超声波诊断装置整体的设定信息, 设定信息存储部 17 具备的收发条件存储部 17a 存储用来控制收发部 11 与超声波探头 1 之间的高电压

脉冲的收发及接收信号的收发、收发部 11 与存储器 18 之间的 A/D 变换后的接收信号的收发、收发部 11 与 B 模式处理部 12 或多普勒处理部 13 之间的接收数据的收发、B 模式处理部 12 或多普勒处理部 13 与存储器 18 之间的图像数据的收发等的收发条件。

[0050] 运算-控制电路 15 基于从输入装置 3 输入的各种设定请求、和设定信息存储部 17 具备的收发条件存储部 17a 存储的收发条件,控制上述收发部 11、B 模式处理部 12、多普勒处理部 13、图像生成电路 14 及存储器 18 的处理。

[0051] 另外,作为从操作者经由输入装置 3 输入的各种设定请求,例如可以举出根据基于超声波探头 1 接收到的 3 维接收信号生成的体数据来设定由显示器 2 显示的作为 2 维图像的超声波图像的截面方向的显示用截面设定请求、以及设定 B 模式图像、多普勒图像、或者 B 模式图像与多普勒图像的重叠图像等由显示器 2 显示的 2 维图像的种类的显示用图像设定请求等。

[0052] 这样,实施例 1 的超声波诊断装置的概况为,从超声波探头 1 对被检体发送超声波束,通过显示器 2 显示在图像生成电路 14 中根据体数据生成的 2 维超声波图像,该体数据为 B 模式处理部 12 或多普勒处理部 13 基于接收数据而生成的作为图像构成用数据的体数据,该接收数据为由收发部 11 根据从该被检体的内部组织反射的接收信号而生成的接收数据。

[0053] 并且,实施例 1 的超声波诊断装置如图 1 所示,其主要的特征在于,通过使用关注区域追随部 16 具备的关注区域显示设定部 16a、第一移动量 计算部 16b、收发延迟量运算部 16c、第二移动量计算部 16d、显示位置补正部 16e、以及设定信息存储部 17 具备的扫描序列 (scan sequence) 存储部 17b,在关注区域移动的情况下,能够在维持超声波图像的画质和实时性的基础上减轻被检体及操作者的负担。

[0054] 对于该主要的特征,利用图 2~图 7 与图 1 一起说明。图 2 是用来说明关注区域显示设定部的图,图 3 是用来说明第一扫描序列的图,图 4 是用来说明第二扫描序列的图,图 5 是用来说明第三扫描序列的图,图 6 是用来说明收发延迟量运算部及运算控制电路的图,图 7 是用来说明第二移动量计算部及显示位置补正部的图。

[0055] 另外,以下对以肝脏为诊断对象、以处于被检体的肝脏中的肿瘤为关注区域的情况进行说明。此外,以下对在将超声波探头 1 抵接在被检体的腹部上的状态下对该被检体的体内发送 2 维的超声波束、按照来自超声波诊断装置的操作者的设定请求、根据接收到的 3 维的接收信号由 B 模式处理部 12 生成 B 模式图像构成用的体数据、再由图像生成电路 14 生成对应于两个正交的截面的 B 模式图像、将这两个 B 模式图像用显示器 2 显示的情况进行说明。此外,以下分别将对应于两个正交的截面的 B 模式图像记作“第一显示截面”及“第二显示截面”。

[0056] 这里,在超声波束的产生后,超声波诊断装置的操作者如果按下输入装置 3 具备的“追随设定开关 (switch)”,则关注区域显示设定部 16a 设定包含在超声波图像中的关注区域。

[0057] 具体而言,关注区域显示设定部 16a 通过检测到了“追随设定开关”被按下的运算-控制电路 15 的控制,在作为诊断对象的肝脏中,将用来指定作为追随对象的关注区域的线显示在图像生成电路 14 中合成为“第一显示截面”及“第二显示截面”,显示在显示器 2 上。

[0058] 例如,关注区域显示设定部 16a 如图 2(A) 所示,将用来通过矩形进行关注区域的设定的线显示通过图像生成电路 14 合成为“第一显示截面”及“第二显示截面”,用显示器 2 重叠显示。另外,将重叠显示的矩形的线显示初始设定为,使其合成在显示于显示器 2 上的“第一显示截面”及“第二显示截面”各自的作为中心的位置上,操作者参照由显示器 2 显示的矩形的线显示,判断关注区域是否都包含在所显示的线显示之中、此外判断 关注区域是否位于所显示的线显示的中心。

[0059] 在关注区域的全部都包含在所显示的线显示中、进而关注区域的位置位于所显示的线显示的中心的的情况下,超声波诊断装置的操作者通过按下输入装置 3 具备的“设定确认开关”,关注区域显示设定部 16a 将通过初始设定重叠显示的线显示的区域设定为关注区域。

[0060] 此外,在不是关注区域的全部都包含在所显示的线显示中的情况下、或者在关注区域的位置没有位于所显示的线显示的中心的的情况下,超声波诊断装置的操作者通过使用输入装置 3 所具备的“跟踪球”将线显示的矩形移动或放大、缩小,调节重叠显示的线显示的区域以使其与关注区域一致。然后,通过超声波诊断装置的操作者按下输入装置 3 具备的“设定确认开关”,关注区域显示设定部 16a 将调解处理后的线显示的区域设定为关注区域。这里,关注区域显示设定部 16a 对应于权利要求书中记载的“关注区域设定机构”。

[0061] 另外,关注区域显示设定部 16a 将在“第一显示截面”及“第二显示截面”各自中设定的关注区域的位置信息如图 2(A) 的右侧所示,设定为 3 维体数据的 3 维区域信息。

[0062] 这里,在本实施例中,对通过矩形设定关注区域的情况进行了说明,但本发明并不限于此,例如,也可以是如图 2(B) 所示那样通过沿着扫描线的梯形在“第一显示截面”及“第二显示截面”中设定关注区域的情况。在此情况下,关注区域显示设定部 16a 将在“第一显示截面”及“第二显示截面”各自中设定的关注区域的位置信息设定为图 2(B) 的右侧所示那样的 3 维区域信息。

[0063] 此外,在本实施例中,对基于通过初始设定重叠显示的线显示设定关注区域的情况进行了说明,但本发明并不限于此,也可以是操作者通过输入装置 3 具备的鼠标等、参照显示在显示器 2 上的“第一显示截面”及“第二显示截面”设定关注区域、关注区域显示设定部 16a 将设定的关注区域的位置信息设定为 3 维区域信息的情况。

[0064] 并且,如果超声波诊断装置的操作者按下输入装置 3 具备的“追随扫描开始”,则第一移动量计算部 16b 在沿着时间序列的接收数据之间,依次计算由关注区域显示设定部 16a 设定的关注区域的移动量作为第一移动量。 另外,第一移动量计算部 16b 对应于权利要求书中记载的“接收数据间移动量计算机构”,第一移动量同样对应于“接收数据间移动量”。

[0065] 这里,第一移动量计算部 16b,按照使用“相对于为了计算第一移动量而发送的超声波束的接收数据”的第一条件、使用“相对于为了计算第一移动量而发送的超声波束的接收数据及相对于为了生成由显示器 2 显示的超声波图像而发送的超声波束的接收数据”的第二条件、和使用“相对于为了生成由显示器 2 显示的超声波图像而发送的超声波束的接收数据”的第三条件的任一个,计算第一移动量。

[0066] 第一、第二及第三条件的选择是操作者使用输入装置 3 具备的触摸命令屏幕决定的。这里,扫描序列存储部 17b 存储有用来执行第一条件的第一扫描序列、用来执行第二条

件的第二扫描序列及用来执行第三条件的第三扫描序列,运算-控制电路 15 进行控制,以从扫描序列存储部 17b 读出对应于所选择的条件的扫描序列,按照读出的扫描序列,控制收发部 11 中的高电压脉冲的产生处理及接收数据的生成处理等,再由第一移动量计算部 16b 根据收发部 11 生成的接收数据计算第一移动量。以下,对于第一、第二及第三扫描序列,分别利用图 3、图 4 及图 5 依次说明。

[0067] 第一扫描序列如图 3 所示,交替地重复用来计算第一移动量的 2 截面扫描、和用来生成由显示器 2 显示的超声波图像(B 模式图像)的显示用 3 维扫描(以下记作 3D 扫描)。另外,在本实施例中,对在 2 截面扫描中从超声波探头 1 发送的超声波束的扫描区域是两个正交的 2 维截面区域、这两个截面方向分别是与“第一显示截面”及“第二显示截面”的截面方向相同的方向的情况进行说明。

[0068] 这里,在第一扫描序列中,通过第 1 次 2 截面扫描而收发部 11 生成的接收数据被保存到存储器 18 中。并且,在第 1 次 2 截面扫描之后,在经过规定的时间后,进行第 1 次 3D 扫描。通过第 1 次 3D 扫描而超声波探头 1 接收到的接收信号进行收发部 11 的信号处理(接收数据生成处理)、图像生成电路 14 的图像处理及显示处理。

[0069] 并且,在第一扫描序列中,通过第 2 次 2 截面扫描而收发部 11 生成的接收数据也被保存在存储器 18 中,第一移动量计算部 16b 从存储器 18 读出第 1 次 2 截面扫描的接收数据和第 2 次 2 截面扫描的接收数据,计算第一移动量。

[0070] 具体而言,第一移动量计算部 16b 通过相互相关处理及重心运算等一般的运算处理来计算第 1 次及第 2 次截面扫描的接收数据中的对应于“第一显示截面”的接收数据各自的关注区域的变位量、以及第 1 次及第 2 次截面扫描的接收数据中的对应于“第二显示截面”的接收数据各自的关注区域的变位量,根据在正交的两个截面中分别计算出的变位量计算 3 维的关注区域的第一移动量。

[0071] 这里,在第一扫描序列中,由于进行设定以使 2 截面扫描的开时间间隔与 3D 扫描的开始间隔为相同的时间,所以如图 3 所示,将计算出的变位量直接作为第一移动量使用。

[0072] 并且,在第 2 次 2 截面扫描之后,在经过规定的时间后,进行第 2 次 3D 扫描,通过第 2 次 3D 扫描而超声波探头接收到的接收信号也如图 3 所示那样进行信号处理、图像处理及显示处理。

[0073] 并且,在第一扫描序列中,进行第 3 次 2 截面扫描,通过第 3 次 2 截面扫描而收发部 11 生成的接收数据也被保存在存储器 18 中,第一移动量计算部 16b 从存储器 18 中读出第 2 次 2 截面扫描的接收数据和第 3 次 2 截面扫描的接收数据,计算第一移动量。另外,在通过第 3 次 2 截面扫描生成的接收数据被保存在存储器 18 中时,通过第 1 次 2 截面扫描生成的接收数据被废弃。

[0074] 然后,进行第 3 次 3D 扫描,通过第 3 次 3D 扫描而超声波探头接收到的接收信号也如图 3 所示,进行信号处理、图像处理及显示处理。

[0075] 在这以后,在图中没有表示,但依次进行第 4 次 2 截面扫描、第 4 次 3D 扫描,通过第 4 次 2 截面扫描而收发部 11 生成的接收数据也被保存在存储器 18 中,第一移动量计算部 16b 从存储器 18 中读出第 3 次 2 截面扫描的接收数据、和第 4 次 2 截面扫描的接收数据,计算第一移动量。另外,在通过第 4 次 2 截面扫描生成的接收数据被保存在存储器 18 中时,将通过第 2 次 2 截面扫描生成的接收数据被废弃。

[0076] 这样,在第一扫描序列中,第一移动量计算部 16b 根据由沿着时间序列的 2 截面扫描生成的接收数据,依次计算第一移动量。

[0077] 另外,对于图 3 所示的“3D 扫描的延迟量运算”、“2 截面扫描的延迟量运算”、以及第 2 次 3D 扫描和第 3 次 3D 扫描中的“图像处理及显示处理”,在收发延迟量运算部 16c、第二移动量计算部 16d 及显示位置补正部 16e 的说明中后述。

[0078] 第二扫描序列与第一扫描序列同样,交替地重复 2 截面扫描和 3D 扫描,如图 4 所示,在第一移动量的计算中,使用 2 截面扫描的接收数据和 3D 扫描的接收数据。

[0079] 这里,在第二扫描序列中,在第 1 次 3D 扫描之后,进行第 1 次 2 截面扫描。通过第 1 次 3D 扫描接收到的接收信号与第一扫描序列同样,进行收发部 11 的信号处理(接收数据生成处理)、图像生成电路 14 的图像处理及显示处理,但从收发部 11 生成的 3 维接收数据的一部分中将对应于“第一显示截面”及“第二显示截面”的 2 维接收数据保存到存储器 18 中。

[0080] 并且,在第二扫描序列中,通过第 1 次 2 截面扫描而收发部 11 生成的接收数据也保存到存储器 18 中,第一移动量计算部 16b 从存储器 18 读出第 1 次 3D 扫描的接收数据、和第 1 次 2 截面扫描的接收数据,计算第一移动量。

[0081] 具体而言,第一移动量计算部 16b 通过相互相关处理及重心运算等一般的运算处理计算第 1 次 3D 扫描及第 1 次 2 截面扫描的接收数据中的对应于“第一显示截面”的接收数据各自的关注区域的变位量、和第 1 次 3D 扫描及第 1 次 2 截面扫描的接收数据中的对应于“第二显示截面”的接收数据各自的关注区域的变位量。

[0082] 这里,在 2 截面中分别计算出的变位量如图 4 所示,是从 3D 扫描执行中的时刻到 2 截面扫描执行时的关注区域的移动信息,所以第一移动量计算部 16b 根据计算出的变位量计算每单位时间的变位量(速度)。并且,第一移动量计算部 16b 通过根据计算出的“变位量”与“‘计算出的速度’×‘将从 2 截面扫描结束时到 3D 扫描开始时的时间相乘的值’”的和,在 2 截面中分别推测从关注区域的“前次(第 1 次)的 3D 扫描开始时到下次(第 2 次)的 3D 扫描开始时”的变位量,根据在正交的两截面中分别推测的变位量,计算 3 维的关注区域的第一移动量。

[0083] 并且,在第二扫描序列中,将通过第 2 次 3D 扫描接收到的接收信号也进行信号处理、图像处理及显示处理,并且在第 2 次 3D 扫描中,从收发部 11 生成的 3 维的接收数据的一部分中将对应于“第一显示截面”及“第二显示截面”的 2 维的接收数据保存在存储器 18 中。然后,通过第 2 次 2 截面扫描而收发部 11 生成的数据也保存在存储器 18 中,第一移动量计算部 16b 从存储器 18 读出第 2 次 3D 扫描的接收数据和第 2 次 2 截面扫描的接收数据,计算第一移动量。另外,此时,将刚才在第一移动量计算中使用的接收数据废弃。

[0084] 在第 2 次 2 截面扫描之后,在经过规定时间后,进行第 3 次 3D 扫描,通过第 3 次 3D 扫描而超声波探头接收到的接收信号也如图 4 所示那样进行信号处理、图像处理及显示处理,并且在第 3 次 3D 扫描中,从收发部 11 生成的 3 维的接收数据的一部分中,将对应于“第一显示截面”及“第二显示截面”的 2 维的接收数据保存在存储器 18 中。

[0085] 这样,在第二扫描序列中,第一移动量计算部 16b 利用通过沿着时间序列的 3D 扫描生成的接收数据的一部分和通过 2 截面扫描生成的接收数据,依次计算第一移动量。

[0086] 另外,对于图 4 所示的“3D 扫描的延迟量运算”、“2 截面扫描的延迟量运算”、以及

第 2 次 3D 扫描和第 3 次 3D 扫描中的“图像处理及显示处理”，在收发延迟量运算部 16c、第二移动量计算部 16d 及显示位置补正部 16e 的说明中后述。

[0087] 第三扫描序列与第一及第二扫描序列不同，仅进行 3D 扫描，如图 4 所示，在第一移动量的计算中，仅使用 3D 扫描的接收数据。

[0088] 在第三扫描序列中，通过第 1 次 3D 扫描及第 2 次 3D 扫描接收到的接收信号与第一及第二扫描序列同样，进行收发部 11 的信号处理（接收数据生成处理）、图像生成电路 14 的图像处理及显示处理。

[0089] 这里，如上所述，由收发部 11 生成的接收数据保存在存储器 18 中，第一移动量计算部 16b 将第 1 次 3D 扫描的 3 维的接收数据的一部分和第 2 次 3D 扫描的 3 维的接收数据的一部分从存储器 18 读出，计算第一移动量。

[0090] 具体而言，第一移动量计算部 16b 通过相互相关处理及重心运算等一般的运算处理计算第 1 次 3D 扫描的 3 维的接收数据的一部分和第 2 次 3D 扫描的 3 维的接收数据的一部分中的关注区域的 3 维的变位量。

[0091] 这里，计算出的 3 维的变位量如图 5 所示，是从前次（第 1 次）3D 扫描执行中的时刻到最新（第 2 次）3D 扫描执行中的时刻的关注区域的移动信息，所以第一移动量计算部 16b 根据计算出的 3 维的变位量计算每单位时间的变位量（速度）。并且，第一移动量计算部 16b 通过根据计算出的“变位量”与“‘计算出的速度’×‘从对应于用于第一移动量计算用的数据的最末尾的时刻到下次 3D 扫描开始时的时间’”的和，计算关注区域的“从最新（第 2 次）3D 扫描开始时到下次（第 3 次）3D 扫描开始时”的 3 维的关注区域的第一移动量。

[0092] 并且，在第三扫描序列中，通过第 3 次 3D 扫描接收到的接收信号也进行信号处理、图像处理及显示处理，并且第一移动量计算部 16b 从存储器 18 读出第 2 次 3D 扫描的 3 维的接收数据的一部分和第 3 次 3D 扫描的 3 维的接收数据的一部分，计算第一移动量。

[0093] 另外，对于图 5 所示的“3D 扫描的延迟量运算”、以及第 2 次 3D 扫描和第 3 次 3D 扫描中的“图像处理及显示处理”，在收发延迟量运算部 16c、第二移动量计算部 16d 及显示位置补正部 16e 的说明中后述。

[0094] 这里，在上述第一、第二及第三扫描序列中，作为第一移动量计算部 16b 的第一移动量计算处理的对象的接收数据也可以是生成的接收数据全部，但将包含由关注区域显示设定部 16a 设定的关注区域的一部分接收数据进行第一移动量计算部 16b 的第一移动量计算处理由于处理速度的高速化而是优选的。

[0095] 此外，为了第一移动量计算处理速度的进一步的高速化，也可以对包含关注区域的一部分接收数据进行低位化处理、扫描线的间隔剔除、将每个扫描线的取样点（sample point）间隔剔除的处理等。此外，为了第一移动量计算处理速度的进一步的高速化，也可以提取接收数据的特征量，使用提取的特征量在接收数据间计算第一移动量。另外，作为提取接收数据的特征量的具体的方法，可以举出如边缘（edge）加强滤波（filter）那样采用非线性过滤的处理等。

[0096] 这里，对上述第一、第二及第三扫描序列各自的特性进行说明。在第一及第二扫描序列中执行的第一移动量计算专用的 2 截面扫描由于是截面扫描，所以为此需要的扫描时间与 3D 扫描所需要的时间相比能够缩短。由此，在关注区域的移动区域较大的情况下，通

过将比在显示用的 3D 扫描中 对应的截面方向的扫描区域扩大的区域设定为 2 截面扫描的扫描区域,从而能够使关注区域可靠地包含在扫描区域中,能够使第一移动量的计算变得可靠。

[0097] 此外,在第二扫描序列中,通过使用 3D 扫描的接收数据,与第一扫描序列相比,能够取得接近的时刻间的更正确的关注区域的移动信息、提高计算的第一移动量的正确性。

[0098] 此外,在第三扫描序列中,与第一及第二扫描序列不同,使用 3 维的接收数据计算关注区域的变位量,所以即使在与截面扫描相比关注区域的移动区域较大的情况下,也更可靠地使关注区域包含在扫描区域中,能够使第一移动量的计算变得更可靠。

[0099] 另外,在本实施例,对第一移动量计算部 16b 根据当前从被检体的组织取得的接收数据计算关注区域的第一移动量的情况进行了说明,但本发明并不限于此,例如也可以是预先储存该被检体的组织(例如肝脏等)的呼吸或心搏带来的时间变位量的信息、通过将储存的信息统计处理,推测组织的周期性的运动(周期性信息)、根据推测的周期性信息计算第一移动量的情况。此外,也可以是将推测的周期性信息与当前从被检体的组织取得的接收数据组合来计算第一移动量的情况。

[0100] 回到图 1,收发延迟量运算部 16c 基于由第一移动量计算部 16b 依次计算出的第一移动量,为了将从超声波探头 1 发送的超声波束的扫描区域依次偏向,利用设定信息存储部 17 存储的规定的运算步骤运算产生高电压脉冲时的延迟时间量(以下记作延迟量),运算-控制电路 15 基于通过收发延迟量运算部 16c 的运算处理得到的延迟量进行控制,以从收发部 11 内装的脉冲发生器产生高电压脉冲。这里,收发延迟量运算部 16c 及运算-控制电路 15 对应于权利要求书中记载的“扫描区域控制机构”。

[0101] 即,在关注区域移动的情况下,如果抵接在被检体的腹部上的超声波探头 1 没有被操作者移动而被固定,则如图 6(A) 所示,在显示用的 3D 扫描中,从超声波探头 1 发送的超声波束的扫描区域成为固定的状态,在第一显示截面及第二显示截面中,关注区域在由关注区域显示设定部 16a 设定的线显示内移动。此外,在关注区域较大地移动的情况下,在第一显示截面及第二显示截面中,关注区域从由关注区域显示设定部 16a 设定的 线显示内偏离。

[0102] 但是,通过收发延迟量运算部 16c 的延迟量运算处理及运算-控制电路 15 的高电压脉冲产生控制处理,如图 6(B) 所示,能够对应于关注区域的移动而在 3D 扫描中使超声波束的扫描区域追随移动,结果,在第一显示截面及第二显示截面中,能够使处于由关注区域显示设定部 16a 设定的线显示内的关注区域的相对位置一致。

[0103] 此外,第一条件或第二条件由操作者选择,在进行按照第一扫描序列或第二扫描序列的处理时,基于由第一移动量计算部 16b 依次计算的第一移动量,在 2 截面扫描中,也通过收发延迟量运算部 16c 的延迟量运算处理及运算-控制电路 15 的高电压脉冲产生控制处理进行超声波束的扫描区域的偏向。

[0104] 另外,图 3、图 4、图 5 所示的“3D 扫描的延迟量运算”和图 3、图 4 所示的“2 截面扫描的延迟量运算”对应于上述收发延迟量运算部 16c 及运算-控制电路 15 的处理。

[0105] 并且,运算-控制电路 15 基于由第一移动量计算部 16b 依次计算的第一移动量进行控制,以便从超声波探头 1 发送的超声波束的焦点位置(焦点 [focus point])与扫描区域的偏向一起依次移动。

[0106] 即,运算-控制电路 15 在由关注区域显示设定部 16a 将关注区域设定在线显示内的时刻,在 3D 扫描中控制收发部 11 的高电压脉冲的产生,以使从超声波探头 1 对被检体内发送的超声波束的焦点接近于设定的关注区域,而运算-控制电路 15 每当由第一移动量计算部 16b 计算出第一移动量时,如图 6(B) 所示那样控制收发部 11,以便与扫描区域的追随移动一起,追随之于关注区域的移动而进行焦点的追随移动。

[0107] 回到图 1, B 模式处理部 12 基于相对于在通过收发延迟量运算部 16c 的延迟量运算处理及运算-控制电路 15 的高电压脉冲产生控制处理依次偏向的扫描区域中发送的超声波束的接收数据,生成沿着时间序列的 2 维的 B 模式图像构成用数据(以下记作图像数据),保存在存储器 18 中。并且,第二移动量计算部 16d 在依次生成的沿着时间序列的图像数据之间,作为第二移动量依次计算由关注区域显示设定部 16a 设定的关注区域的移动量。这里,第二移动量计算部 16d 对应于权利要求书中记载的“图像间移动量 计算机构”,第二移动量同样对应于“图像间移动量”。

[0108] 具体而言,第二移动量计算部 16d 如图 7 所示,对于在配合扫描区域而追随移动的扫描区域中发送的超声波,根据收发部 11 生成的接收数据,在由 B 模式处理部 12 生成的图像数据间,与第一移动量计算部 16b 同样,通过相互相关处理及重心运算等一般的运算处理计算第二移动量。

[0109] 回到图 1,以往的运算-控制电路 15 进行控制,以将由 B 模式处理部 12 生成的图像数据通过图像生成电路 14 做成图像之后用显示器 2 显示。但是,本发明的情况下,运算-控制电路 15 进行控制,以使图 1 所示的显示位置补正部 16e 基于由第二移动量计算部 16d 依次计算的第二移动量补正包含在由 B 模式处理部 12 依次生成的图像数据中的关注区域以使其在显示器 2 上在画面中显示在相同的显示位置上之后,由图像生成电路 14 做成图像之后通过显示器 2 显示。这里,运算-控制电路 15 及显示位置补正部 16e 对应于权利要求书中记载的“显示控制机构”。

[0110] 即,显示位置补正部 16e 如图 7 所示,在将由 B 模式处理部 12 生成的图像数据进行将显示位置补正由第二移动量计算部 16d 计算出的第二移动量的量的处理、即恢复第二移动量的量的处理之后,对图像生成电路 14 发送图像数据。由此,也能够补偿扫描区域的移动追踪控制的补正误差,能够以关注区域为显示中心,在显示器 2 的画面上持续显示。

[0111] 这里,图 3、图 4、图 5 所示的第 2 次 3D 扫描和第 3 次 3D 扫描的“图像处理及显示处理”对应于上述第二移动量计算部 16d、显示位置补正部 16e 及运算-控制电路 15 的处理。

[0112] 另外,在本实施例中,对在由 B 模式处理部 12 生成的沿着时间序列的显示用的 2 维图像数据间计算第二移动量的情况进行了说明,但本发明并不限于此,也可以是在由多普勒处理部 13 生成的沿着时间序列的显示用的 2 维图像数据间计算第二移动量的情况。此外,也可以是在由图像生成电路 14 生成的沿着时间序列的超声波图像间计算第二移动量、将生成的超声波图像补正显示的情况。

[0113] 上述关注区域的移动追随处理在操作者按下了输入装置 3 具备的“追随扫描结束开关”的时刻结束。

[0114] 接着,利用图 8 对实施例 1 的超声波诊断装置的处理进行说明。图 8 是用来说明实施例 1 的超声波诊断装置的处理的图。

[0115] 如图 8 所示, 实施例 1 的超声波诊断装置, 如果按下了输入装置 3 具备的“追随设定开关”的操作者参照通过关注区域显示设定部 16a 的指示在显示器 2 上重叠显示了线显示的超声波图像而设定关注区域 (步骤 S801 肯定), 则操作者通过按下输入装置 3 具备的“追随扫描开始”, 待机直到输入关注区域追随开始请求 (步骤 S802)。

[0116] 这里, 如果输入了关注区域追随开始请求 (步骤 S802 肯定), 则运算-控制电路 15 从扫描序列存储部 17b 中读出与对应于与关注区域追随开始请求一起输入的第一、第二或第三条件的选择的条件相对应的扫描序列, 按照读出的扫描序列, 控制收发部 11 的高电压脉冲的产生处理及接收数据的生成处理等, 由此, 第一移动量计算部 16b 利用由收发部 11 生成并保存在存储器 18 中的两个接收数据计算第一移动量 (步骤 S803)。

[0117] 接着, 收发延迟量运算部 16c 基于由第一移动量计算部 16b 计算出的第一移动量, 为了使从超声波探头 1 发送的超声波束的扫描区域偏向, 利用设定信息存储部 17 存储的规定的运算步骤运算产生高电压脉冲时的延迟量, 运算-控制电路 15 通过基于由收发延迟量运算部 16c 的运算处理得到的延迟量进行控制以从收发部 11 内装的脉冲发生器产生高电压脉冲, 进行扫描区域的偏向 (步骤 S804)。另外, 此时也同时进行焦点的追随移动。

[0118] 然后, 第二移动量计算部 16d 在沿着时间序列的图像数据之间, 计算由关注区域显示设定部 16a 设定的关注区域的移动量作为第二移动量 (步骤 S805)。

[0119] 接着, 显示位置补正部 16e 基于由第二移动量计算部 16d 计算出的第二移动量进行补正, 以使包含在图像数据中的关注区域在显示器 2 上在画面中显示在相同的位置 (步骤 S806), 运算-控制电路 15 进行控制, 以将图像生成电路 14 基于显示位置补正部 16e 的补正处理而生成的超声波图像用显示器 2 显示 (步骤 S807)。

[0120] 并且, 运算-控制电路 15 判断是否由操作者按下了输入装置 3 具备的“追随扫描结束按钮”、即是否输入了关注区域追随结束请求 (步骤 S808), 在没有输入关注区域追随结束请求的情况下 (步骤 S808 否定), 回到步骤 S803, 进行使用最新的接收数据的关注区域的追随处理。

[0121] 与此相反, 运算-控制电路 15 在输入了关注区域追随结束请求的情况下 (步骤 S808 肯定), 结束处理。

[0122] 如上所述, 在实施例 1 中, 关注区域显示设定部 16a 设定包含在超声波图像中的关注区域, 第一移动量计算部 16b 在沿着时间序列的接收数据之间依次计算由关注区域显示设定部 16a 设定的关注区域的移动量作为第一移动量。收发延迟量运算部 16c 基于由第一移动量计算部 16b 依次计算出的第一移动量, 为了使超声波束的扫描区域依次偏向, 运算产生高电压脉冲时的延迟量, 运算-控制电路 15 基于通过收发延迟量运算部 16c 的运算处理得到的延迟量进行控制以产生高电压脉冲, 所以能够使该扫描范围动态地移动, 以使关注区域可靠地包含在为了同时实现超声波图像的画质和实时性而预先以尽量小的范围设定的超声波束的扫描范围之中, 由此, 被检体不需要进行“屏住呼吸”, 并且操作者能够在将超声波探头 1 固定的状态下执行超声波图像的摄影, 如上述主要的特征那样, 在关注区域移动的情况下, 能够在维持超声波图像的画质和实时性的基础上减轻被检体及操作者的负担。此外, 由于关注区域不会从显示的超声波图像偏离, 所以能够减少进行超声波图像的再摄影的可能性, 能够提高诊断效率。

[0123] 此外, 在实施例 1 中, 第二移动量计算部 16d 在依次生成的沿着时间序列的图像数

据之间,依次计算由关注区域显示设定部 16a 设定的关注区域的移动量作为第二移动量。显示位置补正部 16e 基于由第二移动量计算部 16d 依次计算出的第二移动量补正显示位置,以使包含在由 B 模式处理部 12 依次生成的图像数据中的关注区域在显示器 2 上在画面中显示在相同的显示位置,运算-控制电路 15 进行控制,以使得在将由显示位置补正部 16e 补正了显示位置的图像数据通过图像生成电路 14 做成图像之后用显示器 2 显示,所以能够总是通过固定于图像上的位置显示关注区域,能够使阅片沿着时间序列的超声波图像的医生的诊断变得容易。

[0124] 此外,在实施例 1 中,运算-控制电路 15 基于由第一移动量计算部 16b 依次计算出的第一移动量进行控制,以使得从超声波探头 1 发送的超声波束的焦点位置(焦点)与扫描区域的偏向一起依次移动,所以能够总是以良好的状态保持超声波图像的画质,能够使阅片沿着时间序列的超声波图像的医生的诊断变得更容易。

[0125] 在实施例 2 中,利用图 9 及图 10,对在显示被投放了造影剂的被检体的超声波图像时进行关注区域的追随的情况进行说明。这里,图 9 是用来说明实施例 2 的超声波诊断装置的结构,图 10 是用来对实施例 2 的超声波诊断装置的特征进行说明的图。

[0126] 实施例 2 的超声波诊断装置由与实施例 1 的超声波诊断装置大致同样的结构构成,但如图 10 所示,B 模式处理部 12 被分离为第一 B 模式处理部 12a 和第二 B 模式处理部 12b 的两系统这一点不同。以下,以此为中心进行说明。

[0127] 这里,为了鉴别肿瘤的良性、恶性,由通过造影剂确认血液流入的状况及血管构造、血流的丰富程度的造影检查的方法。在超声波诊断装置的图像诊断中,也与 X 射线诊断装置、X 射线 CT 装置、MRI 装置等的图像诊断同样,进行造影剂的检查。但是,在超声波诊断装置中使用的造影剂与其他医用图像诊断装置不同,不是液体而是微小气泡。

[0128] 因此,在超声波诊断装置中,有利用了泡特有的性质的代表性的两个造影信号的取得方法。1 个是通过较低的声压使作为造影剂的靶(target)的微小气泡振动、通过得到该共振带来的强信号、持续地生成使“造影剂遍布的区域”变得鲜明的图像的方法,1 个是通过用高声压发送将微小气泡破坏而得到强信号、每当微小气泡被破坏时生成使“造影剂遍布的区域”变得鲜明的图像的方法。在前者及后者的两种方法中,通常按照使用的造影剂的物理特性,对来自造影剂的信号与来自生物体组织的信号的差变大那样的分谐波或高次谐波施加频率滤波而提取分谐波或高次谐波,利用所提取的分谐波或高次谐波进行强调了来自造影剂的信号的图像的生成。

[0129] 这里,提取来自造影剂的信号而显示的沿着时间序列的图像根据造影剂遍布的状况,血流的分布状况时时刻刻地变化。通过利用分谐波或高次谐波的接收信号由收发部 11 生成接收数据而计算第一移动量、由 B 模式处理部 12 或多普勒处理部 13 生成图像构成用数据而计算第二移动量,在实施例 1 的超声波诊断装置中,能够补正起因于关注区域的移动接收数据间及图像构成用数据间的相对的位置偏差。

[0130] 但是,发挥该效果被限制于执行了足够快的扫描速率(scan rate)的情况、或血流的流入较慢的情况,在血流的流入较快的情况等、来自造影剂的信号动态地(dynamic)变化的情况下,有可能不能正确地执行关注区域的移动追随。

[0131] 造影剂带来的信号如上所述,为了高效率地得到造影剂的共振频率或破坏时的信号,通过频率滤波提取来自造影剂的信号与来自生物体组织的信号的差变大那样的分谐波

或高次谐波。这里,不是来自造影剂而是来自生物体组织的信号特别在与发送频率相同的基本频率下较强。即使注入造影剂,生物体组织自身也不会变化,所以通过使用基波,能够生成不取决于来自造影剂的信号的、即只有生物体组织的图像。

[0132] 所以,在实施例 2 中,将生成 B 模式图像构成用数据的处理分离到第一 B 模式处理部 12a 和第二 B 模式处理部 12b 的两个系统中进行。

[0133] 即,第一 B 模式处理部 12a 具备从收发部 11 生成的接收数据中分离用来提取生物体组织信号主体的数据的基波的滤波器,第二 B 模式处理部 12b 具备从收发部 11 生成的接收数据中分离用来提取造影剂信号主体的数据的分谐波或高次谐波的滤波器。

[0134] 并且,如图 10 所示,第一 B 模式处理部 12a 通过自身具备的接收滤波器,提取作为来自生物体组织的信号的基波,根据提取的基波生成 B 模式图像构成用数据。这里,在第一 B 模式处理部 12a 中取得的基波及 B 模式图像构成用数据分别成为第一移动量计算及第二移动量计算的对象数据。

[0135] 即,第一 B 模式处理部 12a 通过自身具备的接收滤波器,提取作为来自生物体组织的信号的基波,第一移动量计算部 16b 利用第一 B 模式处理部 12a 提取的基波依次计算第一移动量。由此,与实施例 1 同样,收发延迟量运算部 16c 基于第一移动量运算延迟量,运算 - 控制电路 15 基于延迟量进行扫描区域的偏向。

[0136] 进而,第一 B 模式处理部 12a 根据提取的基波生成仅生物体组织的 B 模式图像构成用数据,第二移动量计算部 16d 在由第一 B 模式处理部 12a 生成的沿着时间序列的 B 模式图像构成用数据之间计算计算第二移动量。由此,与实施例 1 同样,进行显示位置补正部 16e 的补正处理。这里,“仅生物体组织的 B 模式图像构成用数据”对应于权利要求书中记载的“第一超声波图像”。

[0137] 此外,如图 10 所示,第二 B 模式处理部 12b 通过自身具备的接收滤波器,提取作为来自造影剂的信号的高频波,生成强调了“造影剂遍布的区域”的 B 模式图像构成用数据。并且,由第二 B 模式处理部 12b 生成的 B 模式图像构成用数据成为用来由显示器 2 显示的显示器显示数据。这里,“强调了造影剂遍布的区域的 B 模式图像构成用数据”对应于权利要求书中记载的“第二超声波图像”。

[0138] 即,显示位置补正部 16e 对于由第二 B 模式处理部 12b 依次生成的 B 模式图像构成用数据依次进行基于第二移动量的补正处理,运算 - 控制电路 15 进行控制,以将图像生成电路 14 基于显示位置补正部 16e 的补正处理依次生成的超声波图像(造影剂强调 B 模式图像)由显示器 2 显示。

[0139] 另外,在本实施例中,对于将根据由第二 B 模式处理部 12b 依次生成的 B 模式图像构成用数据在图像生成电路 14 中生成的造影剂强调 B 模式图像用显示器 2 显示的情况进行了说明,但本发明并不限于此,也可以是将根据由第一 B 模式处理部 12a 生成的 B 模式图像构成用数据在图像生成电路 14 中生成的生物体组织 B 模式图像与造影剂强调 B 模式图像一起用显示器 2 并列显示的情况、或将造影剂强调 B 模式图像与生物体组织 B 模式图像重叠用显示器 2 显示的情况。

[0140] 此外,也可以是将来自造影剂的信号通过多普勒处理部生成反映了血流的速度、能量、分散的信息的多普勒图像构成用数据、在进行了显示位置补正部 16e 的补正处理之后,将在图像生成电路 14 中生成的多普勒图像用显示器 2 显示的情况。此外,也可以是将

多普勒图像与造影剂强调 B 模式图像及 / 或生物体组织 B 模式图像一起用显示器 2 并列显示的情况。

[0141] 另外, 实施例 2 的超声波诊断装置的处理与利用图 8 说明的实施例 1 的超声波诊断装置的处理相比, 除了第一移动量计算及第二移动量计算处理的对象数据是第一 B 模式处理部 12a 提取的基波及根据基波生成的 B 模式图像构成用数据以外是相同的, 所以省略说明。

[0142] 如上所述, 在实施例 2 中, 基于仅反映了生物体组织的信息的基波计算第一移动量及第二移动量, 进行扫描区域的偏向及显示用的补正, 所以即使在来自造影剂的信号动态地变化的情况下, 也能够正确地执行关注区域的移动追随, 即使在造影检查中关注区域移动的情况下, 也能够维持超声波图像的画质和实时性的基础上减轻被检体及操作者的负担。

[0143] 另外, 在上述实施例 1 中, 在第一及第二扫描序列中, 对于执行用来对与由显示器 2 显示的截面相同方向的截面计算第一移动量的 2 截面扫描的情况进行了说明, 但本发明并不限于此, 也可以是执行用来对与由显示器 2 显示的截面不同方向的 2 截面计算第一移动量的 2 截面扫描的情况。此外, 也可以是对 3 方向以上的不同的截面执行用来计算第一移动量的截面扫描的情况。

[0144] 此外, 在上述实施例 1 及 2 中, 对于在使用 2 维超声波探头以 3 维扫描超声波束的情况下使关注区域移动追随的情况进行了说明, 但本发明并不限于此, 也可以是使用 1 维超声波探头将超声波束以 2 维扫描的情况下使关注区域移动追随的情况。在此情况下, 第一移动量计算部 16b 利用由沿着时间序列的显示用的截面扫描依次生成的接收数据依次计算第一移动量, 利用该第一移动量进行超声波束的偏向及显示用补正处理。由此, 即使在截面扫描时关注区域移动的情况下, 也能够维持超声波图像的画质和实时性的基础上减轻被检体及操作者的负担。

[0145] 此外, 图示的各装置的结构要素是功能概念的, 在物理上并不一定需要如图示那样构成。即, 各装置的分散、统合的具体形态并不限于图示的形态, 可以将其全部或一部分根据各种负荷及使用状况等以任意的单位在功能上或物理上分散、统合而构成。进而, 由各装置进行的各处理功能的全部或任意的一部分可以通过 CPU 及由该 CPU 解析执行的程序实现, 或者作为布线逻辑 (wired logic) 的硬件 (hardware) 实现。

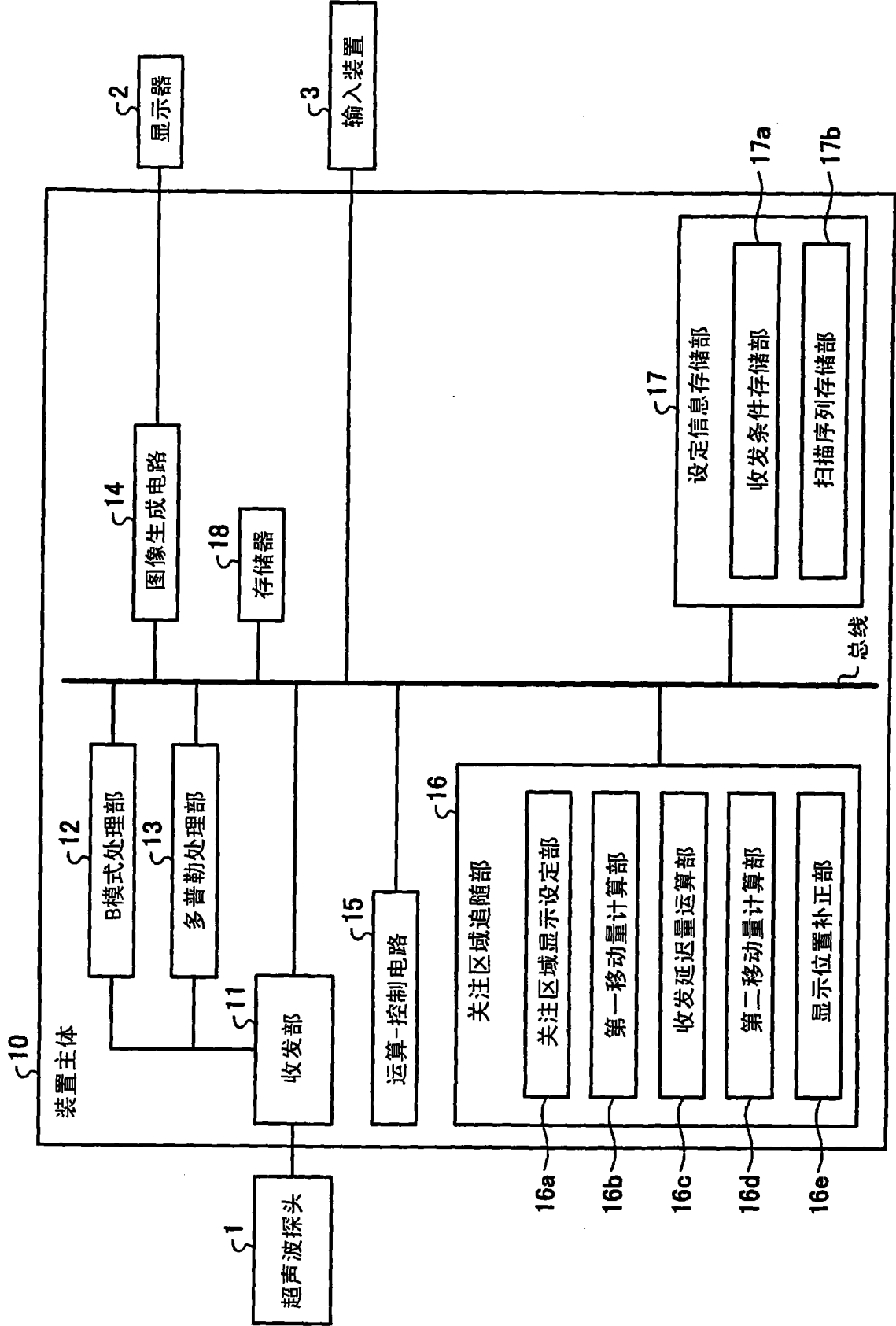
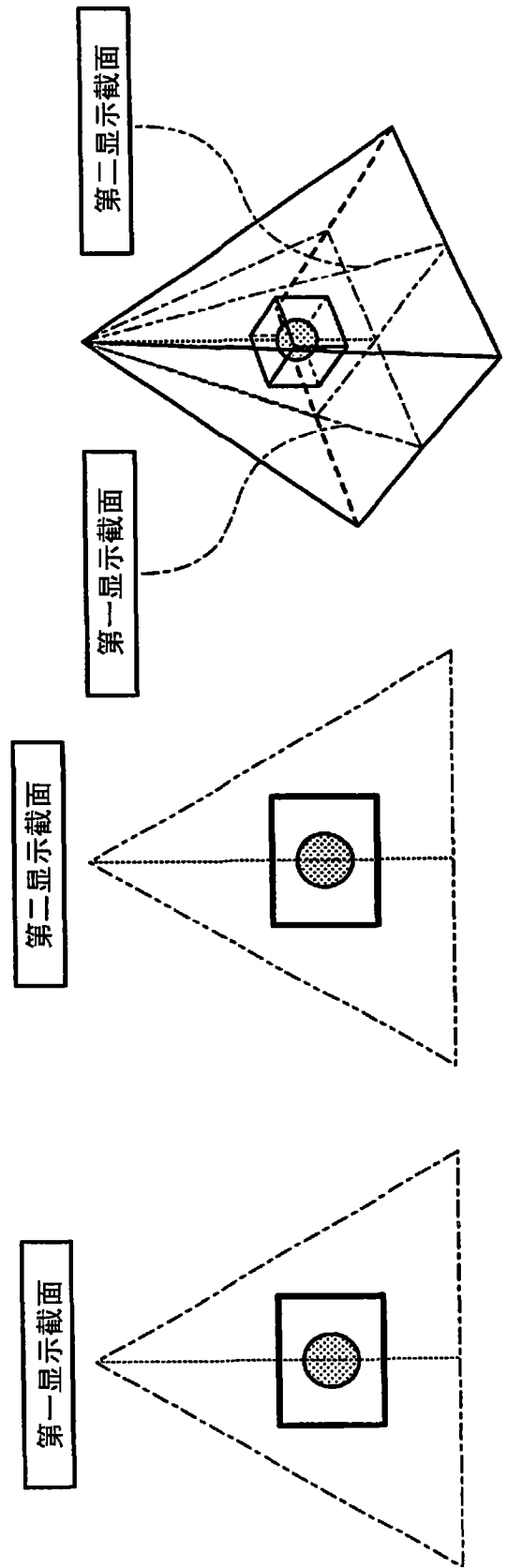


图 1

(A) 通过矩形进行的关注区域设定



(B) 沿着扫描线的关注区域设定

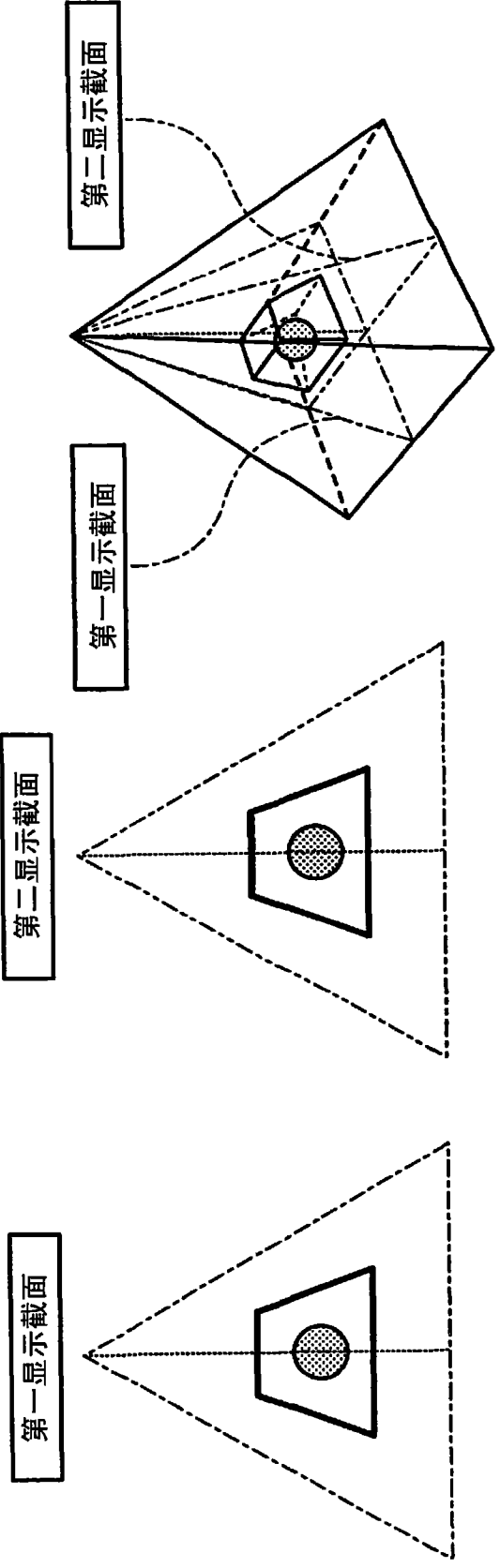


图 2

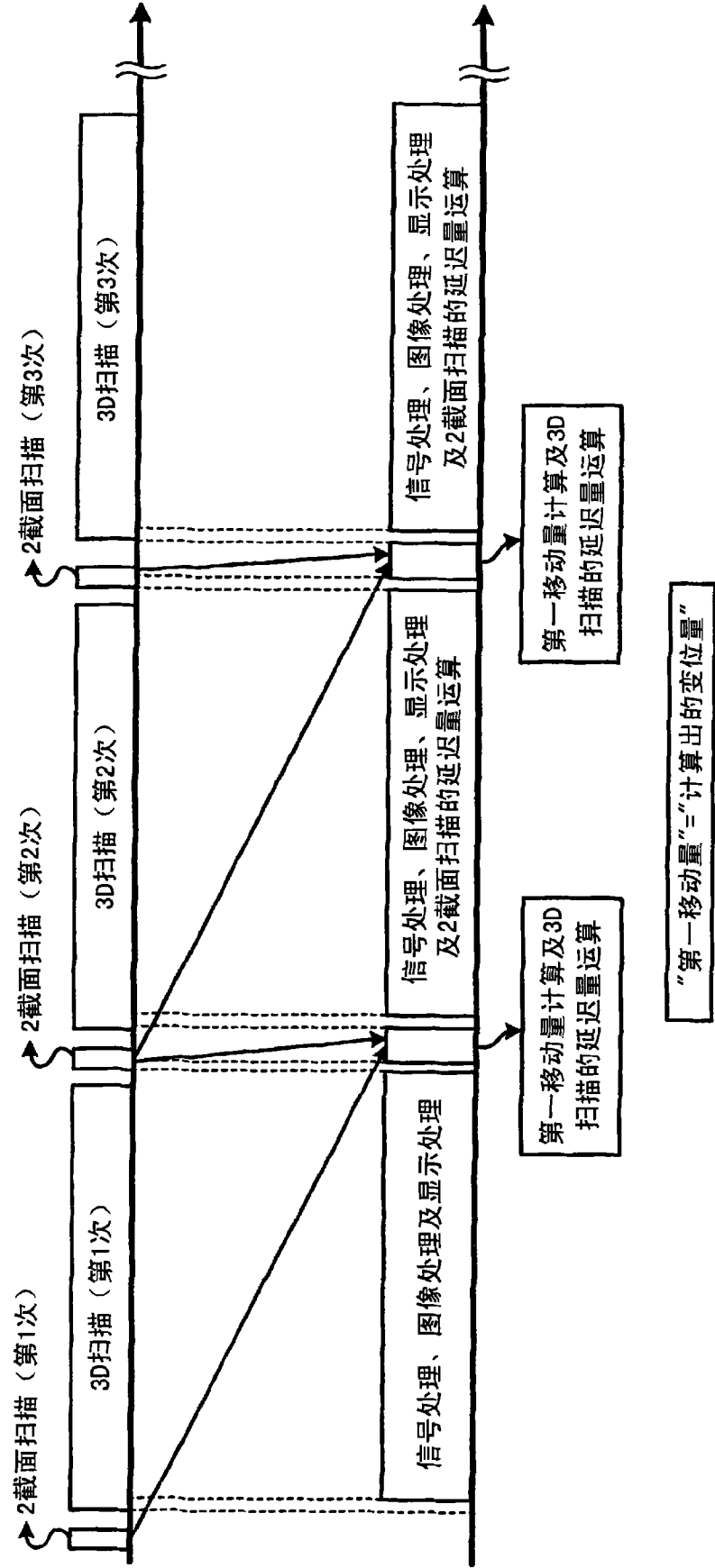


图 3

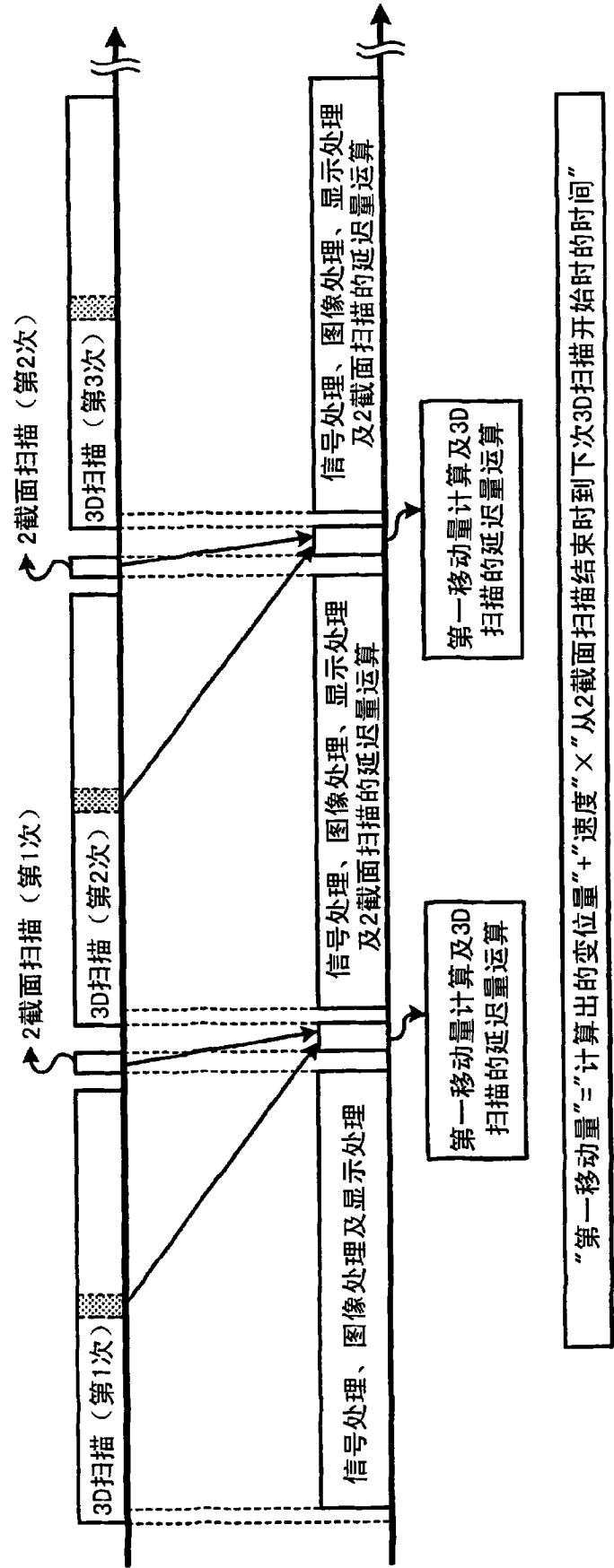


图 4

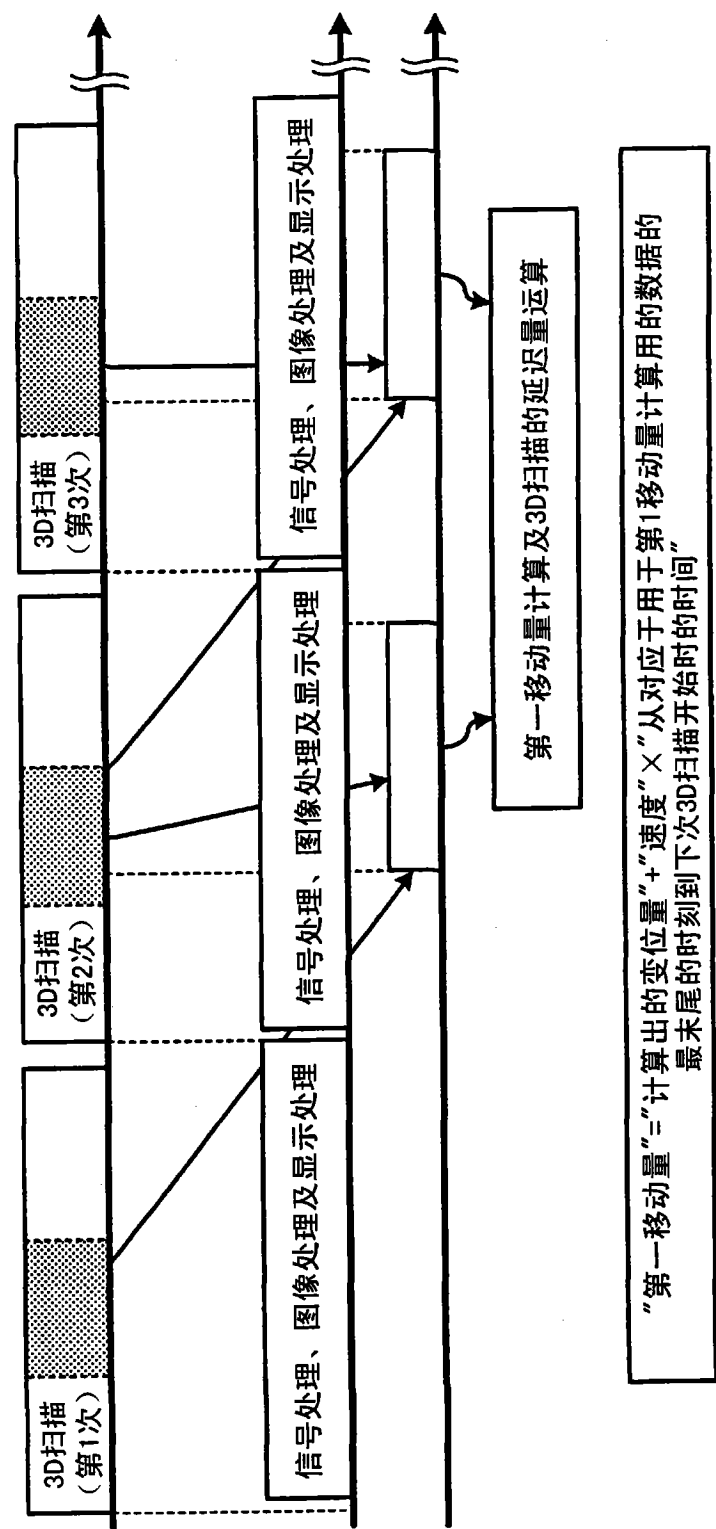


图 5

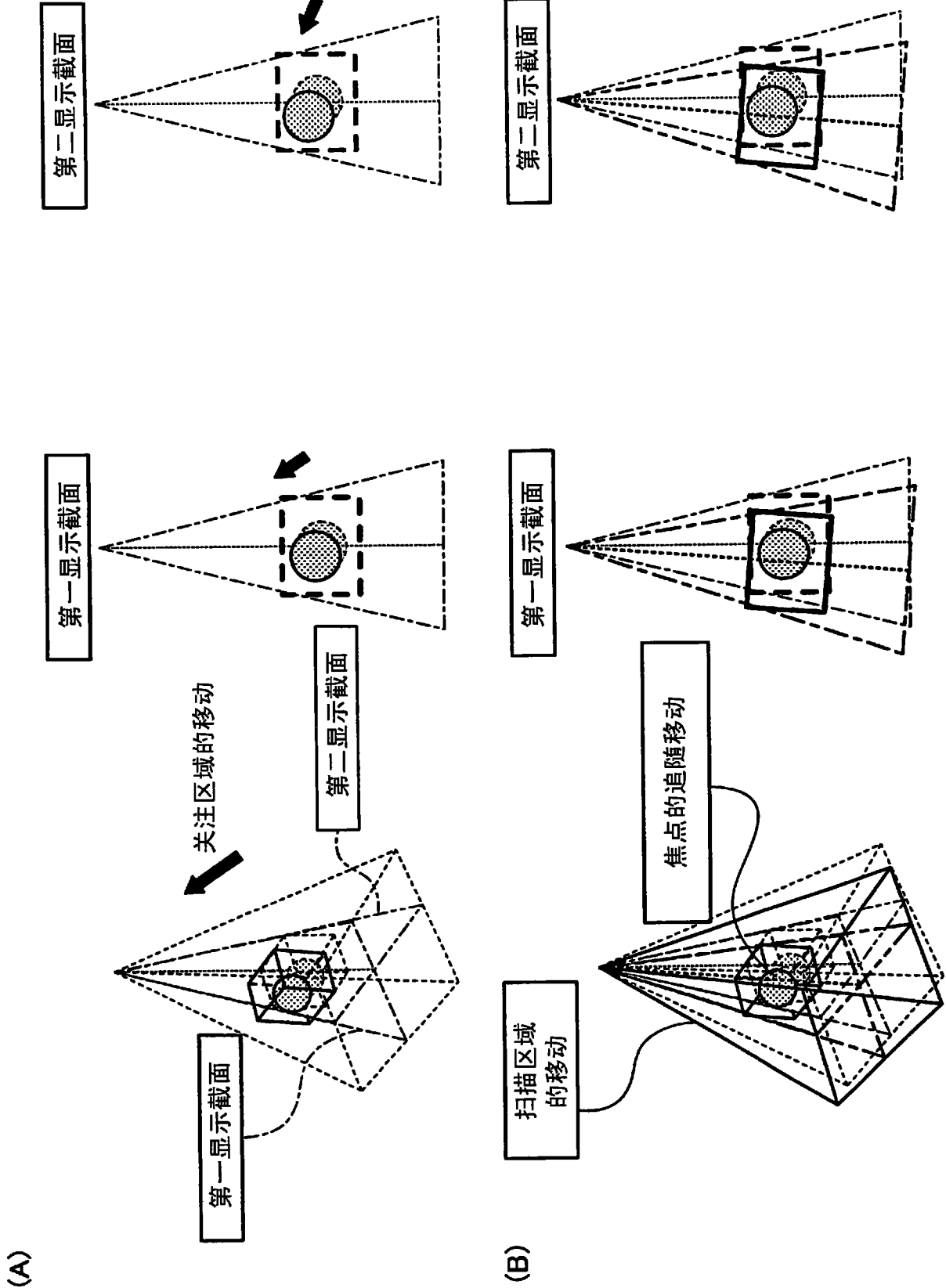


图 6

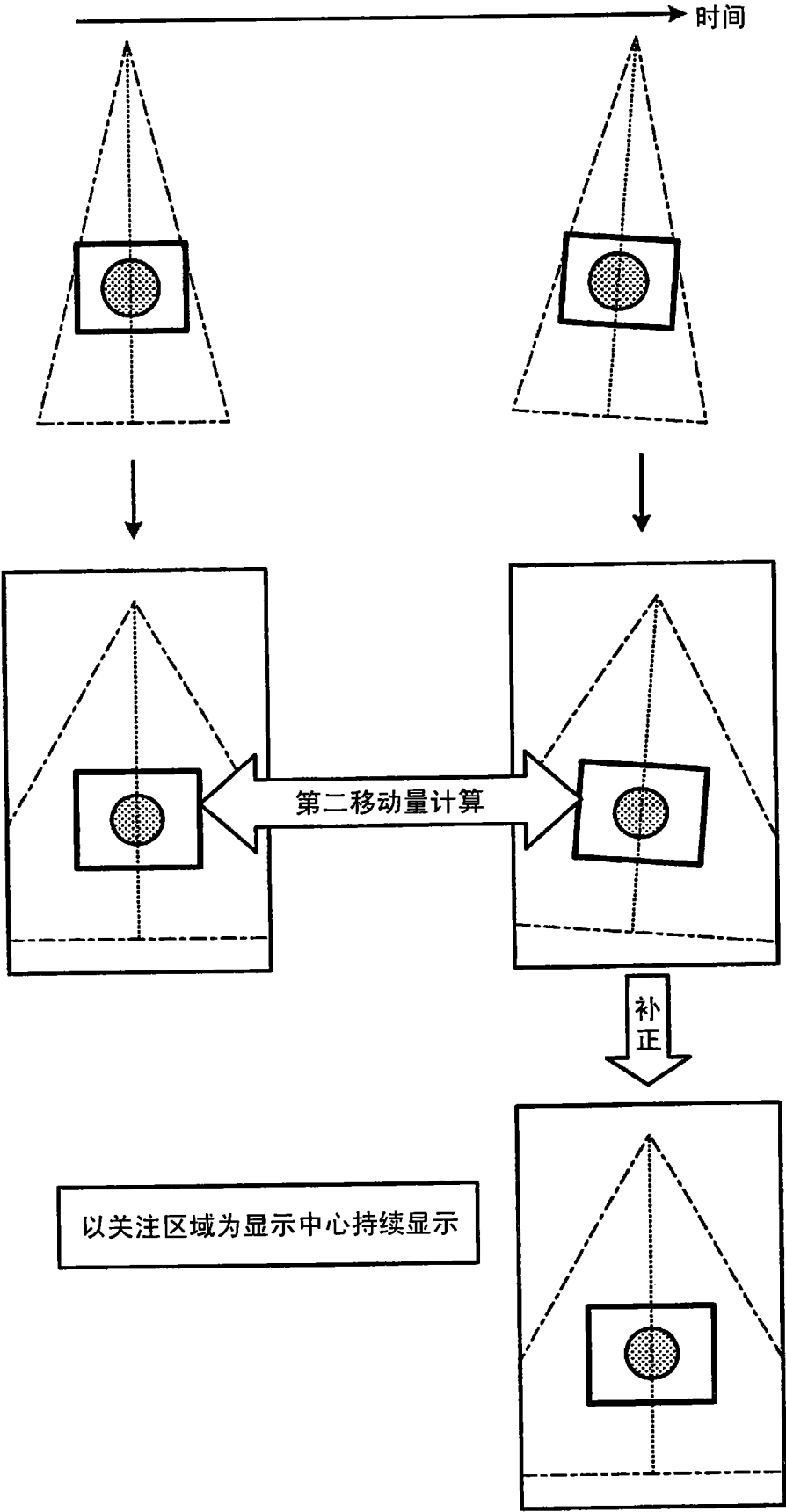


图 7

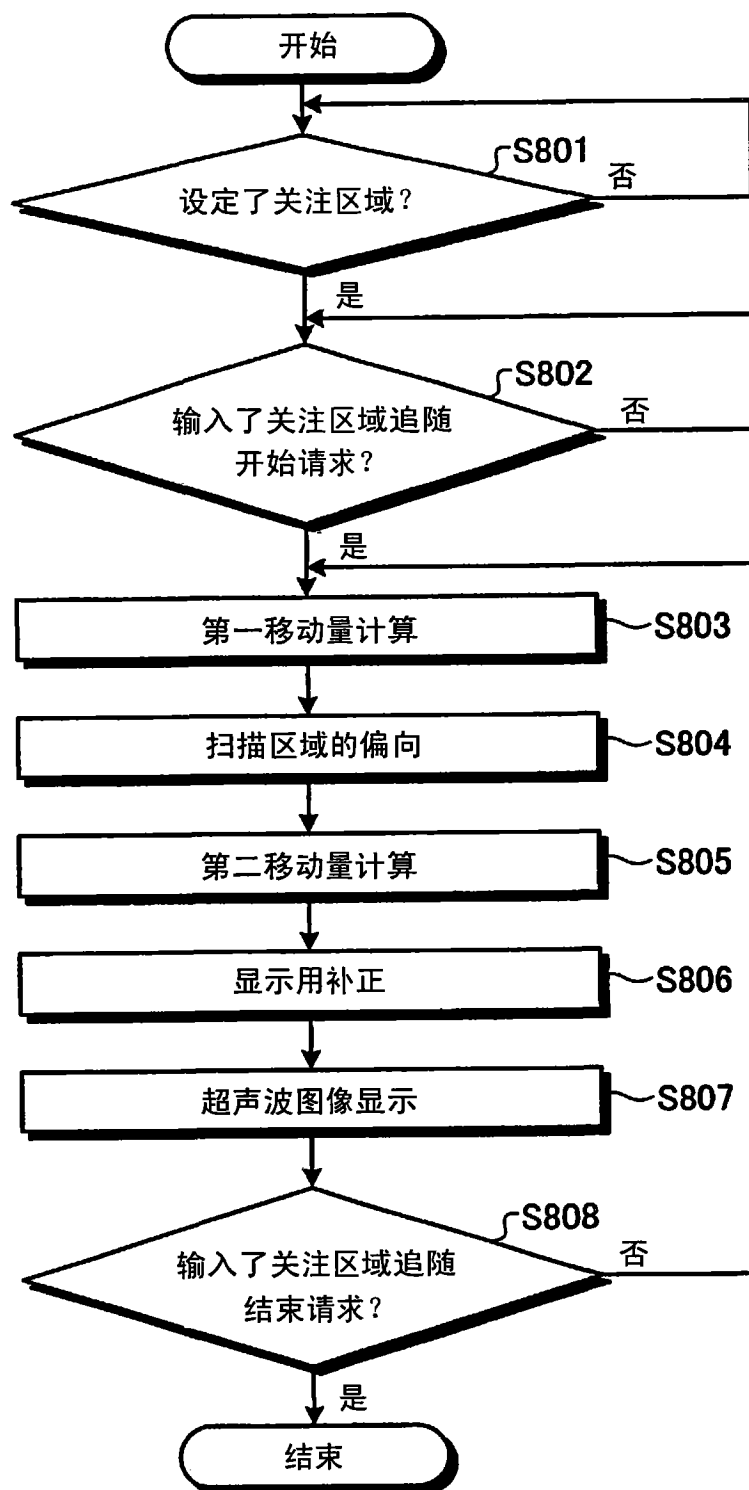


图 8

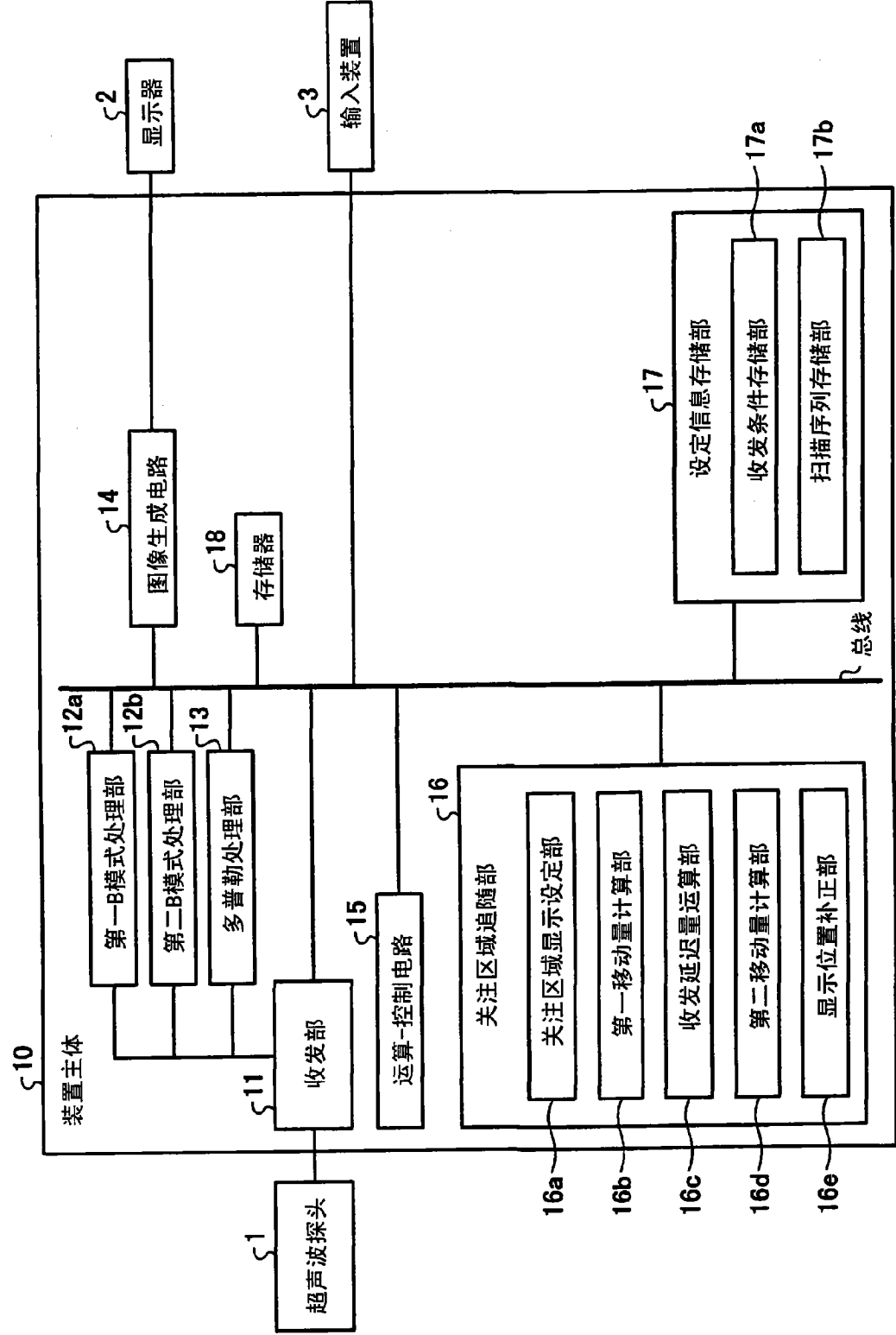


图 9

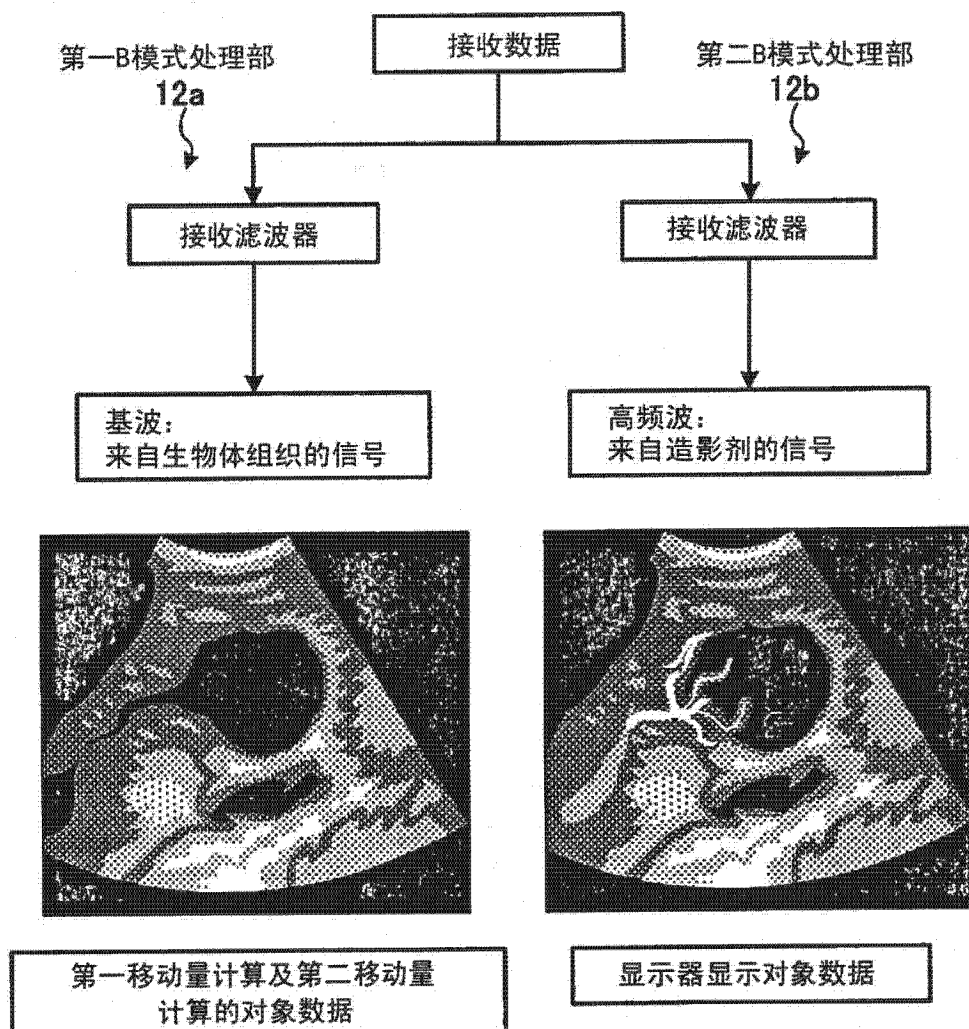


图 10

专利名称(译)	超声波诊断装置及图像显示方法		
公开(公告)号	CN101675887B	公开(公告)日	2011-11-16
申请号	CN200910175507.X	申请日	2009-09-17
[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	小笠原洋一 大森慈浩 赤木和哉 中岛修		
发明人	小笠原洋一 大森慈浩 赤木和哉 中岛修		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/4244 A61B8/13 G01S7/52039 A61B8/54 A61B8/08 G01S7/52085 G01S15/8993 G01S7/52063 A61B8/483		
代理人(译)	徐冰冰 黄剑锋		
优先权	2008237661 2008-09-17 JP		
其他公开文献	CN101675887A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供超声波诊断装置及图像显示方法。关注区域显示设定部设定包含在超声波图像中的关注区域，第一移动量计算部在沿着时间序列的接收数据之间依次计算所设定的关注区域的移动量作为第一移动量。收发延迟量运算部基于依次计算出的第一移动量，运算用来将超声波束的扫描区域依次偏向的延迟量，运算-控制电路基于运算出的延迟量进行控制以产生高电压脉冲。第二移动量计算部在沿着时间序列的图像数据之间依次计算关注区域的移动量作为第二移动量，显示位置补正部基于第二移动量进行补正，以将包含在图像数据中的关注区域显示在相同的显示位置。

