



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101461722 B

(45) 授权公告日 2011.02.02

(21) 申请号 200810185500.1

审查员 宋含

(22) 申请日 2008.12.16

(30) 优先权数据

328919/2007 2007.12.20 JP

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 贞光和俊 阿部康彦 中岛修

小林丰 冈村阳子

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 许玉顺 胡建新

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

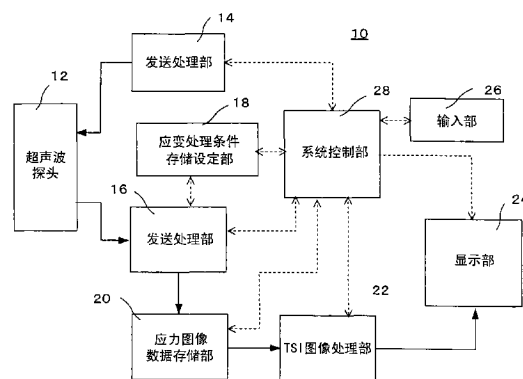
权利要求书 3 页 说明书 6 页 附图 5 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及超声波应力图像取得方法

(57) 摘要

作为本发明一例的超声波诊断装置,具备:条件设定应力数据取得部,在对被检查体的组织施加负荷前的该组织的状态下,设定规定的应变处理条件,对上述组织发射超声波,基于由其反射波得到的接收信号,获得应力图像数据;处理条件存储设定部,存储上述应变处理条件;自动设定应力数据取得部,在自动设定由该处理条件存储设定部存储的上述应变处理条件,并对上述组织施加负荷之后的该组织的状态下,取得应力图像数据;组织变形数据取得部,对上述应力图像数据进行组织变形图像化处理,获得组织变形图像数据;图像显示部,基于上述组织变形数据,显示应力图像。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

条件设定应力数据取得部,在对被检查体的组织施加负荷前的该组织的状态下,设定获取多个视图时的应变处理条件,对上述组织发射超声波,基于从其反射波得到的接收信号,获得应力图像数据;

处理条件存储设定部,存储上述应变处理条件;

自动设定应力数据取得部,在自动设定由该处理条件存储设定部存储的上述应变处理条件,并对上述组织施加负荷之后的该组织的状态下,取得应力图像数据;

组织变形数据取得部,对上述应力图像数据进行组织变形图像化处理,获得组织变形图像数据;以及

图像显示部,基于上述组织变形图像数据,显示应力图像。

2. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述应变处理条件为应变点的2点间间距、角度以及颜色映射中的任一种。

3. 如权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

对上述组织施加负荷之后的该组织的状态,是施加上述负荷再除去该负荷之后的该组织的状态以及在除去该负荷后再经过规定时间之后的状态。

4. 如权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述组织是心脏,上述多个视图是上述心脏的长轴断面图、短轴断面图、2腔断面图以及4腔断面图。

5. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述应变处理条件为角度以及颜色映射。

6. 如权利要求5所述的超声波诊断装置,其特征在于,

对上述组织施加负荷之后的该组织的状态,是施加上述负荷再除去该负荷之后的该组织的状态以及在除去该负荷后再经过规定时间之后的状态。

7. 如权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述组织是心脏,上述多个视图是上述心脏的长轴断面图、短轴断面图、2腔断面图以及4腔断面图。

8. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

条件设定应力数据取得部,为了在对被检查体的组织施加负荷前的该组织的状态的第1相位,设定获取多个视图时的应变处理条件从而获得各个不同的视图,发射超声波,并基于从其反射波得到的接收信号,获得应力图像数据;

处理条件存储设定部,对上述第1相位中的不同的各个上述视图,存储上述应变处理条件;

自动设定应力数据取得部,对于在对上述组织施加上述负荷之后的上述组织的状态的第2相位以及其后的相位中的、与上述第1相位的上述视图对应的视图,自动设定在上述第1相位由该处理条件存储设定部存储的上述应变处理条件,取得应力图像数据;

组织变形数据取得部,对上述应力图像数据进行组织变形图像化处理,获得组织变形图像数据;以及

图像显示部,基于上述组织变形图像数据,显示应力图像。

9. 如权利要求8所述的超声波诊断装置,其特征在于,

由上述处理条件存储设定部存储的上述应变处理条件,包括颜色映射在内有多个,对该上述第 2 相位以后的上述视图,自动设定上述第 1 相位中的对应的上述视图的应变处理条件,并且存储上述第 2 相位的上述视图的上述颜色映射的应变处理条件。

10. 如权利要求 8 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述应变处理条件是应变点的 2 点间间距、角度以及颜色映射中的任一种。

11. 如权利要求 10 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述第 2 相位是在对上述组织施加上述负荷并再除去该负荷之后,其后的相位是在除去对该组织施加的该负荷后再经过规定时间之后。

12. 如权利要求 11 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述组织是心脏,上述多个视图是上述心脏的长轴断面图、短轴断面图、2 腔断面图以及 4 腔断面图。

13. 如权利要求 8 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述应变处理条件为角度以及颜色映射。

14. 如权利要求 13 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述第 2 相位是在对上述组织施加上述负荷再除去该负荷之后,其后的相位是在除去对该组织施加的该负荷后再经过规定时间之后。

15. 如权利要求 14 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述组织是心脏,上述多个视图是上述心脏的长轴断面图、短轴断面图、2 腔断面图以及 4 腔断面图。

16. 一种超声波应力图像取得方法,其特征在于,包括:

条件设定应力数据取得步骤,为了在被检查体的组织施加负荷前的组织的状态的第 1 相位,设定获取多个视图时的应变处理条件从而获得各个不同的视图,发射超声波,并基于从其反射波得到的接收信号,获得应力图像数据;

处理条件存储步骤,存储上述第 1 相位的上述应变处理条件;

自动设定应力数据取得步骤,对于在上述组织的被施加上述负荷之后的状态的第 2 相位以及其后的相位中的、与上述第 1 相位的上述视图对应的视图,自动设定在上述第 1 相位通过该处理条件存储步骤存储的上述应变处理条件,取得应力图像数据;以及

组织变形数据取得步骤,对上述应力图像数据进行组织变形图像化处理,获得组织变形图像数据。

17. 如权利要求 16 所述的超声波应力图像取得方法,其特征在于,

上述应变处理条件是应变点的 2 点间间距、角度以及颜色映射中的任一种。

18. 如权利要求 17 所述的超声波应力图像取得方法,其特征在于,

上述第 2 相位是在对上述组织施加上述负荷再除去该负荷之后,其后的相位是在除去对该组织施加的该负荷后再经过规定时间之后。

19. 如权利要求 18 所述的超声波应力图像取得方法,其特征在于,

上述组织是心脏,上述多个视图是上述心脏的长轴断面图、短轴断面图、2 腔断面图以及 4 腔断面图。

20. 如权利要求 16 所述的超声波应力图像取得方法,其特征在于,

上述应变处理条件为角度以及颜色映射。

21. 如权利要求 20 所述的超声波应力图像取得方法,其特征在于,

上述第 2 相位是在对上述组织施加上述负荷再除去该负荷之后,其后的相位是在除去对该组织施加的该负荷后再经过规定时间之后。

22. 如权利要求 21 所述的超声波应力图像取得方法,其特征在于,

上述组织是心脏,上述多个视图是上述心脏的长轴断面图、短轴断面图、2 腔断面图以及 4 腔断面图。

超声波诊断装置及超声波应力图像取得方法

[0001] 本申请基于 2007 年 12 月 20 日提出的日本专利申请第 2007—328919 号并主张其优先权,这里引用该日本专利申请的内容并与本申请合为一体 (incorporated)。

技术领域

[0002] 本发明涉及超声波诊断装置以及超声波图像显示装置,特别涉及根据从被检查体得到的超声波接收信号来进行心脏等的应变 (strain) 处理的超声波诊断装置以及超声波应力 (stress) 图像取得方法。

背景技术

[0003] 超声波诊断装置是从超声波振子向被检查体发射超声波,并接收其反射波进行电处理,从而获得被检查体内的图像的装置,用于对生物体脏器的形态或机能的诊断。

[0004] 另外,可以采用所谓应力回波 (stress echo) 法,即收集对被检查体施加运动或药物等的负荷时的超声波图像数据,来评价被检查体的心肌运动机能,该应力回波法广泛用于对被检查体的组织,例如心脏的机能诊断 (例如参照日本专利公开特开 2007—135994 号公报)。

[0005] 在使用上述应力回波法进行检查时,需要对心脏确定设定条件,并多次获取来自预定位置的数据。这些从各位置获取的图像数据被称为视图 (view) (摄像部位),并且将被检查体在检查时的几个状态称为相位 (phase),例如在对心脏施加运动负荷的情况下,包括之前的安静时、运动负荷时、之后的安静时等相位。在应力回波检查中,在该各相位取得各视图的数据来进行检查,以往,在某个相位取得规定的视图后,需要重新设定视图的条件 (应变处理条件)。

[0006] 另一方面,关于心脏的影像化,可以采用组织变形成像 (图像化) (TSI) 方法,即将心脏处于收缩期的长轴方向的收缩信息或心脏壁厚方向的伸长信息映射显示在短轴图像中的方法 (例如参照日本专利公开特开 2007-44499 号公报)。该 TSI 方法的图像处理通常在取得被检查体的数据后进行。在这种情况下,虽然从取得数据后到获得 TSI 图像为止存在较充裕的时间,但是在现场获取图像的实时 TSI 方法中,要求在短时间内取得应变处理图像。

[0007] 但是如上所述,在每次取得视图后需要再次设定应变处理条件,从而导致 TSI 图像数据的取得相当耗时,特别是在获取实时 TSI 图像时存在着问题。

[0008] 发明内容

[0009] 本发明是为了解决这样的问题而提出的,即,如上所述,在现有技术中为了获取应变图像数据必须每次设定应变处理条件而导致图像取得时间增加的问题,本发明目的在于提供一种能够迅速获取经过 TSI 图像处理 (组织变形图像化处理) 的应力图像的超声波诊断装置和超声波应力图像取得方法。

[0010] 本发明之一,提供超声波诊断装置,其特征在于,具备:具备:条件设定应力数据取得部,在对被检查体的组织施加负荷前的该组织的状态下,设定获取多个视图时的应变

处理条件,对上述组织发射超声波,基于从其反射波得到的接收信号,获得应力图像数据;处理条件存储设定部,存储上述应变处理条件;自动设定应力数据取得部,在自动设定由该处理条件存储设定部存储的上述应变处理条件,并对上述组织施加负荷之后的该组织的状态下,取得应力图像数据;组织变形数据取得部,对上述应力图像数据进行组织变形图像化处理,获得组织变形图像数据;图像显示部,基于上述组织变形图像数据,显示应力图像。

[0011] 本发明的超声波诊断装置和超声波应力图像取得方法的效果在于,能够迅速获取经过了 TSI 图像处理(组织变形图像化处理)的应力图像。

[0012] 附图说明

[0013] 图 1 是表示本发明实施方式的结构图。

[0014] 图 2 是用于说明本发明实施方式的动作的流程图。

[0015] 图 3 是用于说明在本发明第 1 实施方式中应变处理条件的存储和自动设定的方法的图。

[0016] 图 4 用于说明在本发明第 2 实施方式中应变处理条件的存储和自动设定的方法的图。

[0017] 图 5A 至图 5D 表示了 4 个视图的一个例子,图 5A 是心脏的长轴方向的断面图,图 5B 是心脏的短轴方向的断面图。另外,图 5C 是心脏的 2 腔断面图,图 5D 是心脏的 4 腔断面图。

具体实施方式

[0018] 以下参照附图对本发明实施方式进行说明。在本发明的下述实施方式中,对下述情况进行说明,即,对在例如进行施加运动负荷的检查前后的被检查体的组织的 4 个状态(相位:Phase),分别获取改变了摄像部位的 4 个视图(View)的情况。在这种情况下,如图 3 所示,对被检查体 1~4 各相位取得视图 1~4。这里,将各相位所对应的各视图标记为 $PiVj$ ($i = 1 \sim 4, j = 1 \sim 4$)。因此,例如相位 1、视图 1 的图像表示为 $P1V1$ 。获取各视图时的应变处理条件例如是角度、应变点的 2 点间间距、颜色映射。

[0019] 例如,当角度设定是应变处理条件时,意味着改变角度来获取各视图。作为该应变处理条件的角度最初假设是被自动设定的,但是操作者可以对该角度进行修正。

[0020] 在超声波诊断装置中使用应力回波法进行诊断时,设定规定的应变处理条件并发送超声波,基于其反射超声波而取得此时的应力图像数据,根据该应力图像数据进行 TSI 图像处理(组织变形图像处理),取得组织变形图像数据,作为各视图的图像而获得应力图像。

[0021] 图 1 是表示本发明第 1、第 2 实施方式的超声波诊断装置的整体结构的图。如图 1 所示,该超声波诊断装置 10 包括:超声波探头 12,内置有多个进行超声波的发送接收的超声波振子(未图示);发送处理部 14,向该超声波探头 12 供给用于超声波发送的驱动信号;接收处理部 16,对由超声波探头 12 接收的超声波进行接收处理;应变处理条件存储设定部 18,设定进行超声波摄像时的应变处理条件;应力图像数据 存储部 20,根据通过接收处理部 16 获取的反射超声波信号取得并存储各应力图像数据;TSI 图像处理部 22,使用该应力图像数据存储部 20 所存储的应力图像数据进行 TSI 图像处理(组织变形图像化处理);显示部 24,显示在 TSI 图像处理部 22 实施了图像处理后的图像;输入部 26,供操作者进行如

后所述的应变处理条件的自动设定程序等的各种输入；系统控制部 28, 将以上各部作为一个整体来进行控制。

[0022] < 第 1 实施方式 >

[0023] 在第 1 实施方式中, 在相位 1 的各视图输入的应变处理条件, 在相位 1 ~ 4 中的取得各对应视图时被自动设定。本实施方式中的应变处理条件有三个, 是角度、应变点的 2 点间间距、颜色映射。

[0024] 角度是在例如心脏的短轴像中设定进行角度修正时的中心, 在短轴像与长轴像中, 应变点的 2 点间间距不同。

[0025] 颜色映射是应变条件, 这包含如下的含义。即使在同一相位, 由于视图不同, 根据应变的大小, 对应于以 0 ~ +60、-20 ~ 0 为上限、下限的各部位的移动距离, 对其进行彩色显示。因此, 易于理解在何处受到了怎样的负荷。此时, 确定在什么范围内显示何种颜色的条件是恒定的。

[0026] 在本实施方式的超声波诊断装置中, 在 4 个的各相位分别获得 4 个视图时的应变处理条件的设定动作, 下面以此为中心, 参照附图进行说明。对通过运动向被检查体的组织 (心脏) 施加负荷的情况进行说明。

[0027] 对于视图, 以心脏为例进行更加具体的说明。例如, 视图 1 为图 5

[0028] A 所示的心脏在长轴方向的断面图, 视图 2 为图 5B 所示的心脏在短轴方向的断面图。另外, 视图 3 为图 5C 所示的心脏的 2 腔断面图, 视图 4 为图 5D 所示的心脏的 4 腔断面图。Pb1 ~ Pb4 表示了这些通过超声波探头获取的断面像。

[0029] 并且, 例如在应变处理条件为应变点的 2 点间间距的情况下, 在图 5A 中, 应变点的 2 点间间距是点 51 与点 52 之间的距离 D1。若图 5A 为施加应变负荷前的视图, 则该图在相位 1 中与视图 1 的应力图像数据 P1V1 对应的图。上述距离 D1 在其后的各相位 2 ~ 相位 4 中、即应变负荷之前、之中、之后时是不同的。

[0030] 在图 3 中, 例如 P1V1 表示在相位 1 中视图 1 的应力图像数据, 前面的 (1) 表示是第 1 个获得的数据。同样地, (2) ~ (16) 表示是第 2 ~ 第 16 个获得的数据。

[0031] 应变处理条件在各视图中不同, 而在各相位大致相同。即, 应力图像数据 P2V1、P3V1、P4V1 的应变处理条件与应力图像数据 P1V1 的应变处理条件相同。其它相位中的各视图也是相同的。相位 1 ~ 相位 4 例如为应力负荷之前 (安静时)、应力负荷中、应力负荷除去之后、以及应力负荷除去并经过规定时间后。

[0032] 在图 2 所示流程的步骤 S201 中, 首先输入如何进行应变处理条件的自动设定。该处理由操作者使用鼠标或键盘从输入部 26 来输入, 其控制信号经由系统控制部 28, 输入并存储至应变处理条件存储设定部 18。应变处理条件例如为角度、应变点的 2 点间间距、颜色映射。

[0033] 如上所述, 应变处理条件对于同一视图几乎都相同的情况很多, 因此, 例如由操作者从输入部 26 输入、指定是否将在相位 1 的视图 1 中得到的应变处理条件自动设定在相位 2、3、4 中, 该程序存储在应变处理条件存储设定部 18 中。在该实施方式的情况下, 如图 3 所示, P1V1 ~ P1V4 的应变处理条件被输入为在 P2V1 ~ P2V4、P3V1 ~ P3V4、P4V1 ~ P4V4 时直接自动设定。

[0034] 在取得相位 1 的各视图的数据时, 自动地将在此之前的条件作为应变处理条件存

储在应变处理条件存储设定部 18 中。

[0035] 即,在步骤 S202 中,设 $i = 1$ 而确定相位 1,在步骤 S203 中设 $j = 1$ 而确定视图 1,在步骤 S204 中检查 i 是否超过 1。 $i = 1$ 则移至步骤 S205,将取得 P1V1 的应力图像数据时的应变处理条件,存储在应变处理条件存储设定部 18 中。

[0036] 在下一步骤 S207 中,取得 P1V1 的应变图像数据,将其存储到应力图像数据存储部 20 中。

[0037] 接着,在步骤 S208 中令 $j = j+1$,在步骤 S209 中检查 j 是否超过 4,没有超过则移至步骤 S204,检查 i 是否超过 1。只要 i 不超过 1,即在相位 1 的情况下的各视图 1 ~ 4(图 3 中的 P1V1 ~ P1V4) 中,在步骤 S205 中,将应力图像数据取得时的应变处理条件,存储在应变处理条件存储设定部 18 中,在步骤 S207 中取得 P1V1 ~ P1V4 的应力图像数据。

[0038] 如果在步骤 S209 中 j 超过 4,则移至步骤 S210, i 变为 $i+1$,在下一步骤 S211 中检查 i 是否超过 4。当 i 为 2 时从步骤 S211 返回至步骤 S203,设定 $j = 1$ 。在下一步骤 S204 中,检查 i 是否超过 1。此时,由于 i 超过 1 而移至步骤 S206,确认是否基于预先在相位 1 存储的应变处理条件而自动设定此时的应变处理条件。

[0039] 在结果是基于相位 1 的应变处理条件自动设定时,自动进行该设定,在步骤 S207 中取得应力图像数据。

[0040] 另一方面,在步骤 S206 的结果是不自动设定应变处理条件时,移至步骤 S205,在自动存储了此时的应变处理条件后,在步骤 S207 中取得应力图像数据。

[0041] 相位 2 中获得视图 1 ~ 4 的数据、即图 3 的 P2V1 ~ P2V4 的应力图像数据。此时的应变处理条件各视图都是自动设定相位 1 时的应变处理条件。因此,在步骤 S206 中自动设定应变处理条件,移至步骤 207。从步骤 S206 移至步骤 S205,不存储应变处理条件。

[0042] 这样,取得相位 2 的各视图的应力图像数据,在步骤 S209 到步骤 S210 中 i 变为 3。由于在下一步骤 S211 中 i 为 3,因此返回步骤 S203。相位 3 的情况也与相位 2 相同,自动设定相位 1 的各视图的应变处理条件。即,从步骤 S206 移至步骤 S207。然后,取得与相位 3 时的各视图对应的应力图像数据 (P3V1 ~ P3V4)。

[0043] 在取得相位 3 的各视图的数据后,在步骤 S210 中 i 变为 4,从步骤 S211 再次返回步骤 S203。

[0044] 在相位 4 的情况下,也按照步骤 S204、S206、S207、S208、S209 的路径来进行。在步骤 S206 中,应变处理条件自动设定为相位 1 时的条件,在步骤 S207 中获得 P4V1、P4V2、P4V3、P4V4 的视图数据 (应力图像数据)。

[0045] 这样,取得与图 3 所示各视图对应的应力图像数据 P1V1 ~ P1V4、P2V1 ~ P2V4、P3V1 ~ P3V4、P4V1 ~ P4V4,并存储在应力图像数据存储部 20 中。

[0046] 在下一步骤 S212 中,在图 1 的 TSI 图像处理部 22 中,通过 TSI 处理由上述 16 个应力图像数据获得组织变形图像数据。该组织变形图像数据被传送到显示部 24,在显示部 24 的显示画面上作为应力图像进行显示。

[0047] 根据本实施方式,相位 1 为安静时,可以在条件设定时花费一些时间。

[0048] < 第 2 实施方式 >

[0049] 接着使用图 4 以及图 2 的流程对第 2 实施方式进行说明。图 4 中的 (1) ~ (16) 表示各视图数据 (应力图像数据) 的取得顺序。

[0050] 本实施方式中的应变处理条件例如为 A(角度)、B(颜色映射)。此时的 A(角度)与 B 一样被自动设定,此后可修正。

[0051] 在本实施方式中,动作流程也基本上按照图 2 所示的流程图的顺序。但是,步骤 S206、S205、S207 按照每个应变处理条件,例如应变处理条件为 2 个时按照每 1 个来进行判定。

[0052] 在图 2 所示步骤 S201 中,从图 1 的输入部 26 输入应变处理条件的自动设定的程序。该自动设定的程序经由系统控制部 28 存储在应变处理条件存储设定部 18 中。在本实施方式中,输入如图 4 所示的应变处理条件。并且,在图 4 中,位于各应变处理条件 A、B 之前的括号表示取得的顺序。例如 P2V1 的应变处理条件 (1)A 表示 (1) (P1V1) 时的应变处理条件。

[0053] 即,在相位 1 中,各视图的应变处理条件(A:角度、B:颜色映射)被分别存储。在相位 2 中,自动设定为此前相位 1 中的对应视图的应变处理条件,并存储此时的 B 的应变处理条件。例如 P2V1 为相位 1 中的视图 1 的 A(角度)、B(颜色映射),存储在取得该 P2V1 数据时的 B 的应变处理条件。

[0054] 在相位 3 中,与相位 2 同样地,自动设定为相位 1 中的对应视图的应变处理条件,但是不存储此时的应变处理条件。例如仅将 P3V1 自动设定为相位 1 中的视图 1 的 A、B,而不存储此时的这些应变处理条件。

[0055] 在相位 4 中,自动设定相位 1 时的 A 的应变处理条件和相位 2 时的 B 的应变处理条件,不存储此时的应变处理条件。例如在 P4V1 中,自动设定相位 1 中的视图 1 的 A 的应变处理条件和相位 2 中的 B 的应变处理条件。

[0056] 接着,对图 2 的步骤 S202 以后的动作进行说明。在步骤 S202 中令 $i = 1$,从而确定为相位 1。在步骤 S203 中令 $j = 1$,从而将 P1V1 作为对象。此时,从步骤 S204 移至步骤 S205,存储 P1V1 的应变处理条件 A、B,在步骤 S207 中,取得此时的应力图像数据,存储到应力图像数据存储装置 20 中。同样地,在相位 1 中,在步骤 S205 中存储应变处理条件 A、B,在步骤 S207 中取得此时的视图 1 ~ 4 的应力图像数据,存储在应力图像数据存储装置 20 中。

[0057] 在步骤 S209 中当 i 为 1(相位 1)且 j 超过 4 时,在步骤 S210 中 i 变为 2,从步骤 211 返回步骤 S203,成为相位 2 的相关动作。此时,从步骤 S204 移至步骤 S206,应变处理条件自动设定为相位 1 的对应视图的应变处理条件 A、B。另一方面,对于应变处理条件 B,虽然在图 2 中没有表示,但是存储该相位 2 中的应力处理条件。

[0058] 此后,在步骤 S207 中,取得此时的视图 P2V1 ~ P2V4 的应力图像数据。

[0059] 对于相位 3,也在步骤 S206 中自动设定相位 1 的对应视图的应变处理条件 A、B。在该相位 3 中,不存储各视图的应变处理条件 A、B。在步骤 S207 中,取得各视图(P3V1 ~ P3V4)的应力图像数据。

[0060] 在步骤 S210 中 i 变为 4,从步骤 S211 返回步骤 S203,则在步骤 S203 中将 j 设定为 1,设定与 P4V1 对应的应变处理条件并取得应力图像数据。

[0061] 在相位 4 中,应变处理条件 A 被设定为相位 1 的应变处理条件,应变处理条件 B 被设定为相位 2 的对应视图的应变处理条件。不存储此时的应变处理条件。

[0062] 例如在 $i = 4$ 且 $j = 1$ 时,从步骤 S204 移至步骤 S206,确定是否自动设定应变处

理条件。如图 4 所示, P4V1 自动设定为 (1)A 和 (5)B。即, 自动设定相位 1 的视图 1 (P1V1) 的 A 的应变处理条件与相位 2 的视图 1 (P2V1) 的应变处理条件。不存储此时的应变处理条件。

[0063] 对于相位 4 的各视图, 也在步骤 206 中自动设定应变处理条件, 在步骤 S207 中取得应力图像数据, 应力图像数据存储于应力图像数据存储部 20 中。在取得并存储 P4V1 ~ P4V4 的应力图像数据后, 在步骤 S212 中, 在 TSI 图像处理部 22 中, 对这些数据进行 TSI 图像处理, 在步骤 213 中, 将其显示在显示部 24 显示画面上。

[0064] 在本发明的该实施方式中, 在相位 4 中使用相位 1 中的对应的各视图的 A (角度) 的应变处理条件来进行自动设定, B (颜色映射) 的应变处理条件采用了相位 2 的各视图的条件。

[0065] 根据本实施方式, 相位 2 以后是施加负荷以后, 由于是在有限的时间内进行诊断, 能够达到缩短设定时间的效果。

[0066] 虽然在上述实施方式中, 对被检查体的组织是心脏的情况进行了说明, 但是本发明也能够适用于被检查体的组织是其它组织的情况。此外, 在上述实施方式中, 对通过运动向被检查体的心脏施加负荷的情况进行了说明。但是, 本发明也能够适用于通过药物对被检查体的心脏施加负荷的情况。

[0067] 在上述实施方式中, 对采用角度、应变点的 2 点间间距、颜色映射, 或者, 角度和颜色映射来作为应变处理条件的情况进行了说明, 但是应变处理条件不限于此。

[0068] 在上述实施方式中, 对应力图像数据是 4 个相位, 在各相位内取得 4 个视图的情况的实施方式进行了说明, 但是本发明也适用于其它的相位和 / 或视图的情况。

[0069] 并且, 在本发明中, 对通过各相位的各视图临时存储的应变处理条件的存储、自动设定、参数种类也不仅限于上述实施方式, 在其它情况下也能适用。

[0070] 显然, 本发明不限于上述方式, 在权利要求的范围内可以进行各种变形。

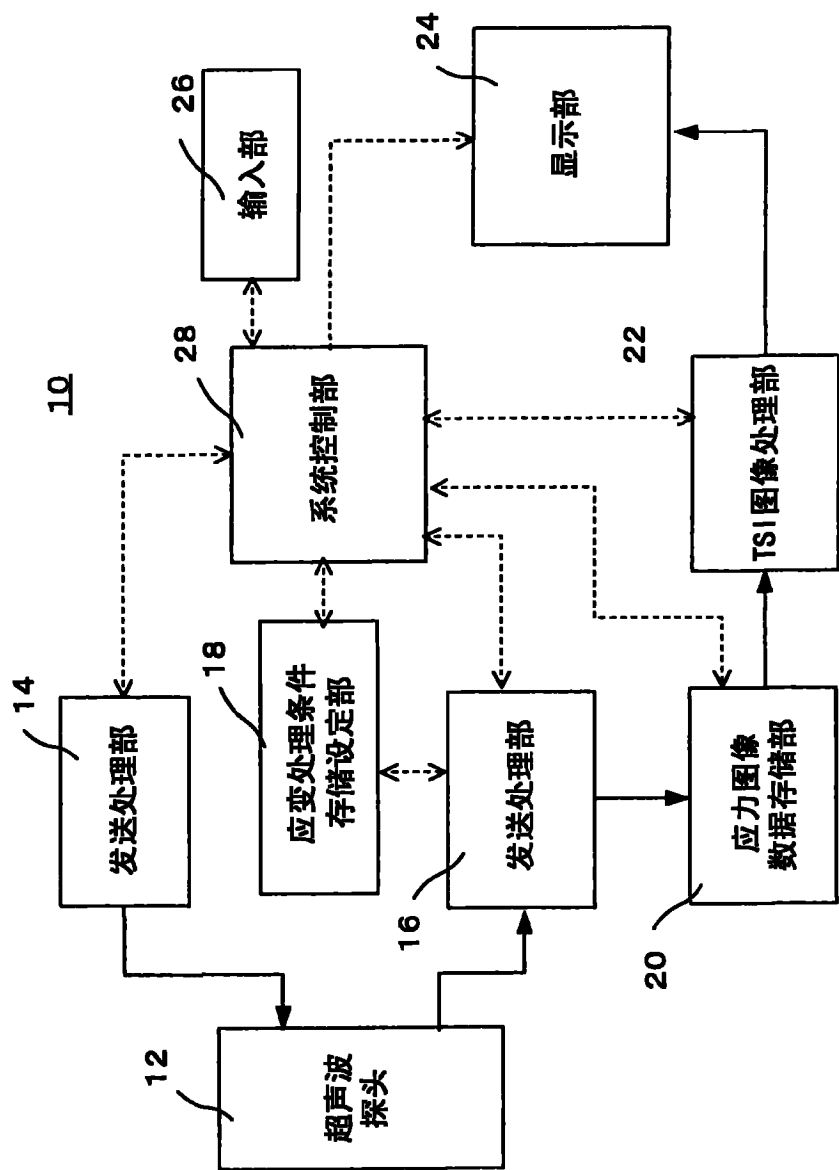


图1

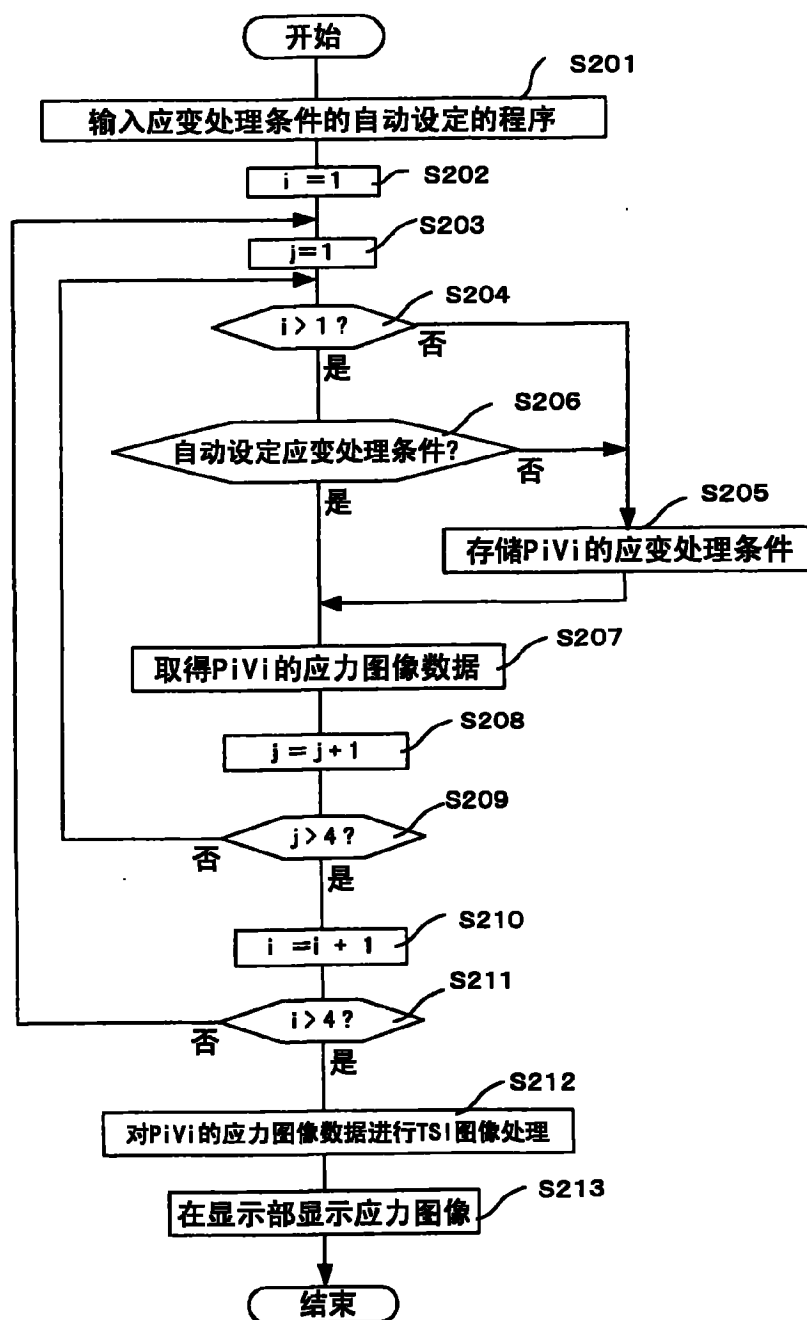


图 2

	视图1	视图2	视图3	视图4	
相位1	(1) P1V1	(2) P1V2	(3) P1V3	(4) P1V4	} 存储
相位2	(5) P2V1	(6) P2V2	(7) P2V3	(8) P2V4	
相位3	(9) P3V1	(10) P3V2	(11) P3V3	(12) P3V4	} 自动 设定
相位4	(13) P4V1	(14) P4V2	(15) P4V3	(16) P4V4	

图 3

	视图1	视图2	视图3	视图4
相位1	(1) P1V1 自动设定: 无 存储: A, B	(2) P1V2 自动设定: 无 存储: A, B	(3) P1V3 自动设定: 无 存储: A, B	(4) P1V4 自动设定: 无 存储: A, B
相位2	(5) P2V1 自动设定: (1) A, (1) B 存储: B	(6) P2V2 自动设定: (2) A, (2) B 存储: B	(7) P2V3 自动设定: (3) A, (3) B 存储: B	(8) P2V4 自动设定: (4) A, (4) B 存储: B
相位3	(9) P3V1 自动设定: (1) A, (1) B 存储: 无	(10) P3V2 自动设定: (2) A, (2) B 存储: 无	(11) P3V3 自动设定: (3) A, (3) B 存储: 无	(12) P3V4 自动设定: (4) A, (4) B 存储: 无
相位4	(13) P4V1 自动设定: (1) A, (5) B 存储: 无	(14) P4V2 自动设定: (2) A, (6) B 存储: 无	(15) P4V3 自动设定: (3) A, (7) B 存储: 无	(16) P4V4 自动设定: (4) A, (8) B 存储: 无

图 4

P1V1

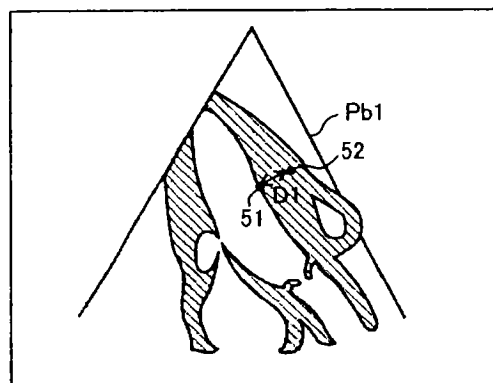


图 5A

P1V2

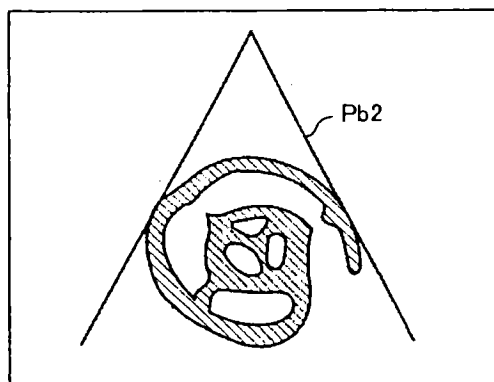


图 5B

P1V3

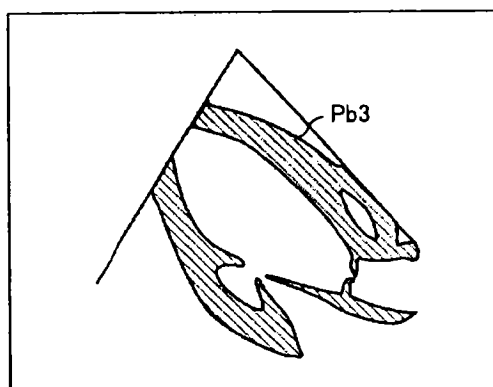


图 5C

P1V4

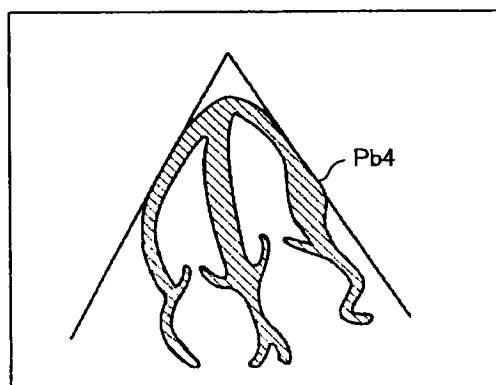


图 5D

专利名称(译)	超声波诊断装置及超声波应力图像取得方法		
公开(公告)号	CN101461722B	公开(公告)日	2011-02-02
申请号	CN200810185500.1	申请日	2008-12-16
[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	贞光和俊 阿部康彦 中岛修 小林丰 冈村阳子		
发明人	贞光和俊 阿部康彦 中岛修 小林丰 冈村阳子		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52042 A61B8/00 A61B8/0883 G01S15/8906 A61B8/485		
代理人(译)	胡建新		
审查员(译)	宋含		
优先权	2007328919 2007-12-20 JP		
其他公开文献	CN101461722A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

作为本发明一例的超声波诊断装置，具备：条件设定应力数据取得部，在对被检查体的组织施加负荷前的该组织的状态下，设定规定的应变处理条件，对上述组织发射超声波，基于由其反射波得到的接收信号，获得应力图像数据；处理条件存储设定部，存储上述应变处理条件；自动设定应力数据取得部，在自动设定由该处理条件存储设定部存储的上述应变处理条件，并对上述组织施加负荷之后的该组织的状态下，取得应力图像数据；组织变形数据取得部，对上述应力图像数据进行组织变形图像化处理，获得组织变形图像数据；图像显示部，基于上述组织变形数据，显示应力图像。

