



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102028498 A

(43) 申请公布日 2011.04.27

(21) 申请号 201010510950.0

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2010.10.08

A61B 8/00 (2006.01)

(30) 优先权数据

234270/2009 2009.10.08 JP

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 大内启之 阿部康彦 桥本新一

西浦正英

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 杨谦 胡建新

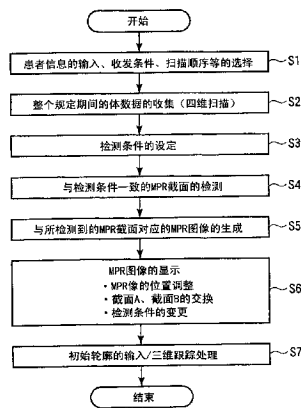
权利要求书 3 页 说明书 8 页 附图 3 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及超声波图像处理装置

(57) 摘要

本发明提供一种能够根据三维图像数据简单且正确地显示通过心内腔中心轴的所希望的多个截面并能够容易地进行用于三维跟踪的初始轮廓输入的多个截面同时显示操作的超声波诊断装置。超声波诊断装置具备：数据取得单元，在整个规定期间对包括被检体的心脏的至少一部分在内的三维区域执行超声波扫描，来取得多个体数据；检测条件设定单元，设定检测条件，该检测条件是为了根据至少一个体数据检测多个截面而使用的条件，至少包括与至少一个截面有关的检测准确度和截面之间所成的角度；截面检测单元，按照设定的检测条件，根据至少一个体数据检测多个截面；图像生成单元，生成与检测到的多个截面的各个对应的 MPR 图像；以及显示单元，显示 MPR 图像。



1. 一种超声波诊断装置,具备:

数据取得单元,通过在整个规定期间对包括被检体的心脏的至少一部分在内的三维区域执行超声波扫描,取得在整个上述规定期间的多个体数据;

检测条件设定单元,设定检测条件,该检测条件是为了根据至少一个上述体数据检测多个截面而使用的条件,该检测条件至少包括与至少一个截面有关的检测准确度以及截面之间所成的角度;

截面检测单元,按照设定的上述检测条件,根据至少一个上述体数据检测上述多个截面;

图像生成单元,生成与检测到的上述多个截面的各个截面相对应的 MPR 图像;以及显示单元,显示上述 MPR 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,

上述多个截面是在利用上述多个体数据执行的三维跟踪中与心脏的初始轮廓设定中使用的 MPR 图像相对应的截面。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述多个截面包括长轴四腔像、长轴二腔像、长轴三腔像中的至少一个。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述显示单元同时显示上述 MPR 图像和被设定的上述检测条件中包含的上述检测准确度。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述显示单元同时显示上述 MPR 图像和被设定的上述检测条件中包含的上述截面之间所成的角度。

6. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具备指示单元,该指示单元指示在检测到的上述多个截面之间进行截面位置的交换,

上述检测单元对上述指示单元的截面位置的交换指示进行响应,执行至少一个上述体数据上的截面位置的交换,

上述图像生成单元生成与被交换的上述多个截面的各个截面相对应的 MPR 图像。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具备变更单元,该变更单元变更被设定的上述检测条件,

上述截面检测单元按照被变更的上述检测条件,根据至少一个上述体数据检测上述多个截面。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述设定单元能够设定多个不同的上述检测条件,

上述截面检测单元按照各上述检测条件,根据至少一个上述体数据检测上述多个截面,

上述图像生成单元生成与按照各上述检测条件检测到的上述多个截面的各个截面相对应的 MPR 图像,

上述显示单元以规定的顺序显示所生成的各上述 MPR 图像。

9. 根据权利要求 8 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述显示单元以各上述检测条件中所包含的上述检测准确度从大到小的顺序,按照每个上述检测条件显示上述 MPR 图像。

10. 根据权利要求 8 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述显示单元同时显示与各上述检测条件相对应的多个上述 MPR 图像。

11. 根据权利要求 8 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

在从同时显示的上述 MPR 图像中选择了某个 MPR 图像时,上述显示单元只显示该被选择的 MPR 图像。

12. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述多个截面以心内腔中心轴为基准,该心内腔中心轴是将连接心脏的长轴截面上的左右瓣环位置的线的中点和心尖位置相连接的线。

13. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述多个截面以心内腔中心轴为基准,该心内腔中心轴是将心脏的长轴截面上的心内腔的面积重心位置和心尖位置相连接的线。

14. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述多个截面以心内腔中心轴为基准,该心内腔中心轴是通过心脏的多个短轴像的心腔面积重心位置的线。

15. 一种超声波图像处理装置,其特征在于,具备:

存储单元,通过在整个规定期间对包括被检体的心脏的至少一部分在内的三维区域执行超声波扫描,存储在上述规定期间的多个个体数据;

检测条件设定单元,设定检测条件,该检测条件是为了根据至少一个上述体数据检测多个截面而使用的条件,该检测条件至少包括与至少一个截面有关的检测准确度以及截面之间所成的角度;

截面检测单元,按照设定的上述检测条件,根据至少一个上述体数据检测上述多个截面;

图像生成单元,生成与检测到的上述多个截面的各个截面相对应的 MPR 图像;以及  
显示单元,显示上述 MPR 图像。

16. 根据权利要求 15 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述多个截面是在利用上述多个个体数据执行的三维跟踪中与心脏的初始轮廓设定中使用的 MPR 图像相对应的截面。

17. 根据权利要求 15 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述多个截面包括长轴四腔像、长轴二腔像、长轴三腔像中的至少一个。

18. 根据权利要求 15 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述显示单元同时显示上述 MPR 图像和被设定的上述检测条件中包含的上述检测准确度。

19. 根据权利要求 15 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述显示单元同时显示上述 MPR 图像和被设定的上述检测条件中包含的上述截面之间所成的角度。

20. 根据权利要求 15 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

还具备指示单元,该指示单元指示在检测到的上述多个截面之间进行截面位置的交

换，

上述检测单元对上述指示单元的截面位置的交换指示进行响应，执行至少一个上述体数据上的截面位置的交换，

上述图像生成单元生成与被交换的上述多个截面的各个截面相对应的 MPR 图像。

21. 根据权利要求 15 所述的超声波图像处理装置，其特征在于，  
还具备变更单元，该变更单元变更被设定的上述检测条件，

上述截面检测单元按照被变更的上述检测条件，根据至少一个上述体数据检测上述多个截面。

22. 根据权利要求 15 所述的超声波图像处理装置，其特征在于，  
上述设定单元能够设定多个不同的上述检测条件，

上述截面检测单元按照各上述检测条件，根据至少一个上述体数据检测上述多个截面，

上述图像生成单元生成与按照各上述检测条件检测到的上述多个截面的各个截面相对应的 MPR 图像，

上述显示单元以规定的顺序显示所生成的各上述 MPR 图像。

23. 根据权利要求 22 所述的超声波图像处理装置，其特征在于，

上述显示单元以各上述检测条件中所包含的上述检测准确度从大到小的顺序，按照每个上述检测条件显示上述 MPR 图像。

24. 根据权利要求 22 所述的超声波图像处理装置，其特征在于，

上述显示单元同时显示与各上述检测条件相对应的多个上述 MPR 图像。

25. 根据权利要求 22 所述的超声波图像处理装置，其特征在于，

在从同时显示的上述 MPR 图像中选择了某个 MPR 图像时，上述显示单元只显示该被选择的 MPR 图像。

26. 根据权利要求 15 所述的超声波图像处理装置，其特征在于，

上述多个截面以心内腔中心轴为基准，该心内腔中心轴是将连接心脏的长轴截面上的左右瓣环位置的线的中点和心尖位置相连接的线。

27. 根据权利要求 15 所述的超声波图像处理装置，其特征在于，

上述多个截面以心内腔中心轴为基准，该心内腔中心轴是将心脏的长轴截面上的心内腔的面积重心位置和心尖位置相连接的线。

28. 根据权利要求 15 所述的超声波图像处理装置，其特征在于，

上述多个截面以心内腔中心轴为基准，该心内腔中心轴是通过心脏的多个短轴像的心腔面积重心位置的线。

## 超声波诊断装置及超声波图像处理装置

[0001] 本发明基于于 2009 年 10 月 8 日提交的日本专利申请第 2009-234270 号,主张该在先申请的优先权,本申请中并入了该在先申请的所有内容。

### 技术领域

[0002] 本发明涉及超声波诊断装置及超声波图像处理装置。

### 背景技术

[0003] 超声波诊断具有如下的简便性:仅通过从体表接触超声波探头的简单操作就能够实时地显示心脏的跳动或胎儿运动的样子,并且由于安全性高,所以能够重复进行检测,此外,与 X 射线、CT、MRI 等其他诊断设备相比,系统规模较小,还能够容易进行在床边移动状态下的检查。此外,超声波诊断不像 X 射线等那样有放射线辐射影响,能够用于妇产科或家庭医疗等中。

[0004] 在这样的超声波诊断装置中,近年来实现了能够生成并显示三维图像数据的超声波诊断装置。这样的超声波诊断装置与以往的超声波诊断装置以二维的方式扫描超声波、生成并显示与二维区域(截面)对应的图像的技术相比,能够通过以三维的方式扫描超声波束来收集并显示三维的超声波图像。此外,已经开发了根据所收集的三维图像数据来制作显示任意的截面图像(MRI 像)的技术,以及根据所收集的心脏的三维图像数据自动地检测并显示任意的截面的技术。

[0005] 此外,近年来,还开发了被称作三维跟踪的技术。在该技术中,首先,针对多个 MPR 截面(典型的为“通过心内腔中心轴的 2 个以上的截面”),对左室的内外膜输入初始轮廓(初始时间相位时),由该输入的初始轮廓来构成初始时间相位时的三维轮廓,利用图案匹配等技术处理,相对经过时间地对该三维轮廓进行心肌的局部部位的跟踪,根据跟踪结果来计算出心肌的移动向量或应变等的壁运动信息,定量地评价心肌的壁运动。

[0006] 在此,三维跟踪技术中的内外膜的初始轮廓的输入如下执行。即,首先,设定通过左室心尖部的左室中心轴。接着,针对作为 MPR 图像而显示的一个截面(下面称作截面 A),例如调节相对于左室中心轴的截面 A 的角度,以便显示例如四腔像。接着,针对 MPR 图像的另一个截面(下面称作截面 B),例如调节相对于左室中心轴的截面 B 的角度,以便显示例如二腔像。通过以上操作,在截面 A 显示四腔像,在截面 B 显示二腔像。此外,通过将截面 A 和截面 B 设置成与作为词典数据而具有的截面相同的截面,由此能够半自动地设定初始轮廓。此外,通过使用由用户输入的 MPR 截面的左右阀环位置和心尖位置的三点,能够自动设定初始轮廓。

[0007] 专利文献 1:日本特开 2003-175041 号公报

[0008] 非专利文献 1:IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition vol. 2, pp1559-1565

[0009] 但是,在现有技术的超声波诊断装置中,在为了输入三维跟踪的初始轮廓而同时显示“通过心内腔中心轴的两个以上的截面”时,存在有如下的问题。

[0010] 即,每次必须要进行如下的各处理:设定通过左室心尖部的左室中心轴,调节作为四腔像的截面 A 和作为二腔像的截面 B 相对左室中心轴的角度,提取采用了四腔像和二腔像的初始轮廓。因此,存在有用于初始轮廓设定的操作繁杂的问题。

[0011] 此外,若例如要利用截面自动检测功能来检测和显示四腔像和二腔像,则例如有可能错误地检测四腔像和二腔像,或者检测到的截面不符合的情形。在该情况下,用户必需手动进行截面位置的修正操作,结果操作变繁杂。

## 发明内容

[0012] 本发明的目的在于,提供一种能够根据三维图像数据简单且正确地显示通过心内腔中心轴的所希望的多个截面并能够容易地进行用于三维跟踪的初始轮廓输入的多个截面同时显示操作的超声波诊断装置和超声波图像处理装置。

[0013] 本发明的超声波诊断装置,具备:数据取得单元,通过在整个规定期间对包括被检体的心脏的至少一部分在内的三维区域执行超声波扫描,取得在整个上述规定期间的多个体数据;检测条件设定单元,设定检测条件,该检测条件是为了根据至少一个上述体数据检测多个截面而使用的条件,该检测条件至少包括与至少一个截面有关的检测准确度以及截面之间所成的角度;截面检测单元,按照设定的上述检测条件,根据至少一个上述体数据检测上述多个截面;图像生成单元,生成与检测到的上述多个截面的各个截面相对应的 MPR 图像;以及显示单元,显示上述 MPR 图像。

[0014] 发明效果:

[0015] 根据以上发明,能够实现能够根据三维图像数据简单且正确地显示通过心内腔中心轴的所希望的多个截面并能够容易地进行用于三维跟踪的初始轮廓输入的多个截面同时显示操作的超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及超声波图像处理程序。

## 附图说明

[0016] 图 1 示出本实施方式的超声波诊断装置 1 的结构框图。

[0017] 图 2 是示出基于本基准截面设定辅助功能的处理(基准截面设定辅助处理)的流程的流程图。

[0018] 图 3 是示出截面 A 的检测准确度 a、截面 B 的检测准确度 b、截面 A 和截面 B 所成的角度 c 的显示例的图。

[0019] 符号说明

[0020] 1 超声波诊断装置;12 超声波探头;13 输入装置;14 监视器;21 超声波发送单元;22 超声波接收单元;23B 模式处理单元;24 多普勒处理单元;26 截面自动检测单元;28 图像生成单元;29 图像合成单元;30 控制处理器(CPU);33 存储单元;35 接口单元

## 具体实施方式

[0021] 一实施方式的超声波诊断装置,具备:数据取得单元,通过在整个规定期间对包括被检体的心脏的至少一部分在内的三维区域执行超声波扫描,取得在整个上述规定期间的多个体数据;检测条件设定单元,设定检测条件,该检测条件是为了根据至少一个上述体数据检测多个截面而使用的条件,该检测条件至少包括与至少一个截面有关的检测准确度以

及截面之间所成的角度；截面检测单元，按照设定的上述检测条件，根据至少一个上述体数据检测上述多个截面；图像生成单元，生成与检测到的上述多个截面的各个截面相对应的 MPR 图像；以及显示单元，显示上述 MPR 图像。

[0022] 下面，按照附图，说明实施方式。此外，在下面的说明中，对具有大致相同的功能和结构的构成要素附加相同标记，只在必要的情况下进行重复说明。

[0023] 图 1 示出本实施方式的超声波诊断装置 1 的结构框图。如该图所示，本超声波诊断装置 1 具备：超声波探头 12、输入装置 13、监视器 14、超声波发送单元 21、超声波接收单元 22、B 模式处理单元 23、多普勒处理单元 24、截面自动检测单元 26、图像生成单元 28、图像合成单元 29、控制处理器 (CPU) 30、存储单元 33 和接口单元 35。下面，对各个构成要素的功能进行说明。

[0024] 超声波探头 12 具有：多个压电振子，根据来自超声波发送单元 21 的驱动信号生成超声波，并将来自被检体的反射波变换为电信号；设在该压电振子上的整合层；以及背衬件，防止从该压电振子向后方传播超声波。若从该超声波探头 12 向被检体 P 发送超声波，则该发送超声波在体内组织的声阻抗的非连续面接连不断地被反射，作为回波信号而被超声波探头 12 所接收。该回波信号的振幅取决于反射的非连续面中的声阻抗之差。此外，所发送的超声波脉冲在移动中的血流或心脏壁等的表面上被反射时的回波，根据多普勒效应而取决于移动体的超声波发送方向的速度成分，被进行频率偏移。

[0025] 输入装置 13 与装置主体 11 连接，具有用于向装置主体 11 输入来自操作者的各种指示、条件、关心区域 (ROI) 的设定指示、各种画质条件设定指示等的各种开关、按钮、跟踪球、鼠标 13、键盘等。例如，若操作者操作输入装置 13 的结束按钮或 FREEZE 按钮，则超声波的收发结束，该超声波诊断装置成为暂时停止状态。

[0026] 监视器 14 根据来自图像生成单元 28 的视频信号，作为图像而显示生物体内的形态学信息或血流信息。

[0027] 超声波发送单元 21 具有未图示的触发生成电路、延迟电路和脉冲发生电路等。在脉冲发生电路中以规定的额定频率  $f_r$  Hz (周期： $1/f_r$  秒) 重复生成用于形成发送超声波的额定脉冲。此外，在延迟电路中，对各额定脉冲赋予延迟时间，该延迟时间是在按照每个信道波束状地集中超声波束且决定发送指向性时必需的延迟时间。触发生成电路按照基于该额定脉冲的定时，对探头 12 施加驱动脉冲。

[0028] 此外，超声波发送单元 21 具有如下功能：为了按照控制处理器 30 的指示执行规定的扫描顺序，能够瞬时变更发送频率、发送驱动电压等。特别是通过能够瞬时切换其值的线性放大器型的发送电路或对多个电源单元进行电切换的机构，来实现发送驱动电压的变更。

[0029] 超声波接收单元 22 具有未图示的放大器电路、A/D 变换器、加法运算器等。在放大器电路中，按照每个信道放大经由探头 12 取入的回波信号。在 A/D 变换器中，对被放大的回波信号赋予为决定接收指向性所必需的延迟时间，其后在加法运算器中进行加法运算处理。通过该加法运算，来自与回波信号的接收指向性对应的方向的反射成分被增强，根据接收指向性和发送指向性而形成超声波收发的综合性波束。

[0030] B 模式处理单元 23 从接收单元 22 接收回波信号，并施加对数放大、包络线检波处理等，生成使信号强度以亮度的明亮度表现的数据。图像生成单元 28 将来自 B 模式处理单

元 23 的信号,作为用亮度表现反射波的强度的 B 模式图像,显示在监视器 14 上。此时,还实施边缘增强、时间平滑化、空间平滑化等各种图像滤波,能够提供对应于用户兴趣的画质。

[0031] 多普勒处理单元 24 根据从收发单元 21 接收的回波信号来对速度信息进行频率分析,并提取基于多普勒效应的血流或组织、造影剂回波成分,对多点求出平均速度、方差、功率等血流信息。将所得到的血流信息发送到图像生成单元 28,作为平均速度图像、方差图像、功率图像以及它们的组合图像来彩色显示在监视器 14 上。

[0032] 截面自动检测单元 26 在基于控制处理器 30 的控制的、按照后述的基准截面设定辅助功能的处理中,按照被设定的检测条件,检测体数据上的截面。此外,在本截面自动检测单元 26 的截面检测中所使用的体数据也可以是图像生成单元 28 的输入前的数据(即“原始数据”),也可以是输入后的数据(即“体素体数据”)。

[0033] 图像生成单元 28 除上述之外,还将超声波扫描的扫描线信号列变换为以电视机等为代表的一般的视频格式的扫描线信号列,生成作为显示图像的超声波诊断图像。图像生成单元 28 搭载用于保存图像数据的存储器,能够进行三维图像的重构处理等。此外,例如在诊断之后,操作者能够调出在检查中记录的图像。此外,在进入该图像生成单元 28 之前的数据有时被叫做“原始数据”。

[0034] 图像合成单元 29 将从图像合成单元 28 接收的图像与各种参数的字符信息和刻度等一起合成,并作为视频信号输出到监视器 14。三维重构程序或本实施方式的图像处理程序等也被保存到此处,通过操作者的指示等,启动这些程序。

[0035] 控制处理器 30 具有作为信息处理装置(计算机)的功能,控制本超声波诊断装置主体的动作。特别是,控制处理器 30 从存储单元 33 读出用于实现后述的基准截面设定辅助功能的专用程序、用于执行三维跟踪处理的专用程序并在自身所具有的存储器上展开,执行与各种处理有关的运算、控制等。

[0036] 存储单元 33 中保管收发条件、用于执行图像生成、显示处理的控制程序、用于实现后述的基准截面设定辅助功能的专用程序、用于执行三维跟踪处理的专用程序、诊断信息(患者 ID、医师的意见等)、诊断协议、体位标志生成程序及其他数据群。存储单元 33 的数据还能够经由接口单元 35 向外部周边装置传送。

[0037] 接口单元 35 是与网络、新的外部存储装置(未图示)有关的接口。由该装置得到的超声波图像等的的数据或解析结果等能够通过接口单元 35,经由网络传送到其他装置。

[0038] (基准截面设定辅助功能)

[0039] 接着,对本超声波诊断装置 1 所具有的基准截面设定辅助功能进行说明。该功能为,在使用了超声波诊断装置的心脏检查中,在对由三维超声波扫描得到的体数据设定多个成为基准的 MPR 截面(基准 MPR 截面)的情况下,设定所希望的检测条件,并从体数据中自动检测出遵照被设定的检测条件的截面,通过利用该自动检测到的截面,辅助上述多个基准截面的设定。

[0040] 在此,所谓心脏检测中的多个基准 MPR 截面是按照所希望的规格或基准的截面,例如是通过心内腔中心轴的长轴截面(长轴四腔截面(A4C)、长轴二腔截面(A2C)、长轴三腔截面(A3C)等)、与该长轴截面正交的短轴截面(SAXA、SAXM、SAXB)以及利用这些截面和规定的位置关系定义的截面。此外,心内腔中心轴例如能够由如下的各种线来定义,该各种线可以是连接长轴截面的左右瓣环位置的线的中点和心尖位置连接的线,将长轴截面上

的心内腔的面积重心位置和心尖位置连接的线,通过多个短轴像的心腔面积重心位置的线等。

[0041] 此外,在本实施方式中,为了进行具体说明,作为心脏检查中的多个基准截面,采用长轴四腔截面(下面,称作“截面A”)、与该长轴四腔截面正交并通过心内腔的截面(例如长轴二腔截面等。下面称作“截面B”)。采用这样的截面是因为,由于两截面是包含心尖位置的截面,能够根据由MPR截面设定的初始轮廓不矛盾地定义三维空间上的心尖位置,并且,由于两截面正交,能够利用由MPR截面设定的初始轮廓来最稳定地进行三维辅助处理,能够根据在MPR截面上设定的初始轮廓适当构成三维轮廓。但是,不限于该例子,作为心脏检查中的多个基准截面,例如能够采用通过心内腔而不与长轴四腔截面正交的截面等其他截面。

[0042] 此外,所谓检测条件是对于使用截面自动检测功能检测到的规定截面(可以是一个截面,也可以是多个截面)至少包含例如以“80%”等数值表现的检测准确度以及应该检测的截面之间所成的角度的条件。

[0043] 图2是示出遵照本基准截面设定辅助功能的处理(基准截面设定辅助处理)的流程的流程图。下面,对在该流程图所示的各步骤中执行的处理的内容进行说明。

[0044] [患者信息的输入、收发条件、扫描顺序等的选择:步骤S1]

[0045] 通过输入装置13,执行患者信息的输入、收发条件(视场角、焦点位置、发送电压等)、用于在整个规定期间内对被检体的三维区域进行超声波扫描的扫描顺序等的选择(步骤S1)。被输入、选择的各种信息、条件等,被自动存储到存储单元29中。

[0046] [在整个规定期间的体数据的收集:步骤S2]

[0047] 接着,控制处理器30将包含被检体的心脏的三维区域作为被扫描区域,对该被扫描区域实时地执行三维超声波扫描(四维扫描)(步骤S2)。具体而言,例如以某个时刻 $t_i$ 作为基准(初始时间相位),利用二维阵列探头,对与被检体有关的心脏的所希望的观察部位,从心尖附近开始收集时间序列(至少1个心搏的量)的体数据。

[0048] [检测条件的设定:步骤S3]

[0049] 接着,通过输入装置13来设定检测条件(步骤S3)。用户能够根据需要,将各种内容设定为检测条件。被设定的检测条件与预置的检测条件一起自动被存储到存储单元33中。下面,设 $a$ 为截面A的检测准确度, $b$ 为截面B的检测准确度, $c$ 为截面A和截面B所成的角度,示出某几个检测条件的例子。

[0050] 检测条件A: $a$ 最大,且 $c = 90^\circ$ 的截面A和截面B的位置

[0051] 检测条件B: $b$ 最大,且 $c = 90^\circ$ 的截面A和截面B的位置

[0052] 检测条件C: $(a+b)$ 最大,且 $c = 90^\circ$ 的截面A和截面B的位置

[0053] 检测条件D: $(k \cdot a + l \cdot b + m \cdot (90^\circ - c) \text{的绝对值})$ 为最大的截面A和截面B的位置(其中,用户能够任意设定 $k$ 、 $l$ 、 $m$ 的各值)

[0054] 检测条件E: $a$ 最大且 $(90^\circ - \alpha) < c < (90^\circ + \alpha)$ 的截面A和截面B的位置(其中,用户能够任意设定 $\alpha$ 的值)

[0055] 检测条件F: $b$ 最大且 $(90^\circ - \alpha) < c < (90^\circ + \alpha)$ 的截面A和截面B的位置

[0056] 检测条件G: $(a+b)$ 最大且 $(90^\circ - \alpha) < c < (90^\circ + \alpha)$ 的截面A和截面B的位置

[0057] 此外,当然,上述的检测条件仅仅是例示,本实施方式不局限于此。例如,在上述检测条件中, $c$ 为“ $c = 90^\circ$ ”或者“ $(90^\circ - \alpha) < c < (90^\circ + \alpha)$ ”。这是因为,在本实施方式中,将基准 MPR 截面设定为截面 A 和截面 B 这两个截面。假如将基准 MPR 截面设为三个截面的情况下,例如也可以是将  $c$  设定为“ $c = 60^\circ$ ”或者“ $(60^\circ - \alpha) < c < (60^\circ + \alpha)$ ”的构成(即, $c$ 最好为  $180^\circ$  除以基准 MPR 截面的数量之后的值或与此接近的值)。

[0058] 这样的检测条件也可以每次由用户利用输入装置 13 进行设定,也可以从预先预置的多个检测条件中选择。

[0059] [与检测条件一致的 MPR 截面的检测:步骤 S4]

[0060] 截面自动检测单元 26 利用规定的截面自动检测方法,自动检测与在步骤 S3 中设定的检测条件一致的截面 A 和截面 B(步骤 S4)。作为截面自动检测方法,例如能够利用特定截面(在该情况下,是长轴四腔截面)的图像图案识别和图案匹配的方法及“IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, vol. 2, pp1559-1565”等中记载的方法。

[0061] [与被检测到的 MPR 截面对应的 MPR 图像的生成:步骤 S5]

[0062] 图像生成单元 28 利用体数据,生成与在步骤 S4 检测到的截面 A、截面 B 的各个对应的 MPR 图像(步骤 S5)。

[0063] [MPR 图像的显示:步骤 S6]

[0064] 所生成的各 MPR 图像在图像合成单元 29 中与各种信息合成之后,以规定的方式显示到监视器 14 中(步骤 S6)。用户一边观察所显示的各 MPR 图像,一边判断截面 A、截面 B 是否与基准 MPR 截面一致。在判断为不一致的情况下,根据来自输入装置 13 的输入,调整截面 A 和截面 B 的位置,并在成为截面 A、截面 B 所希望的位置(即,判断为截面 A、截面 B 与基准 MPR 截面一致的位置)的定时,按压确定按钮。控制处理器 30 响应确定按钮的操作,在监视器 14 上显示与确定按钮被按压的定时下的截面 A、截面 B 的位置相对应的各 MPR 图像。

[0065] 此外,在与所显示的 MPR 图像对应的检测条件中所包含的  $a$ (截面 A 的检测准确度)、 $b$ (截面 B 的检测准确度)、 $c$ (截面 A 和截面 B 所成的角度)的数值,与该 MPR 图像一起例如以图 3 所示的方式显示。由此,在例如  $a$  的值极度小的情况下,用户手动调节截面 A 的位置,能够设定对截面进行位置调整时的指标,例如变更为被认为是四腔截面的位置等。

[0066] 此外,在即使利用所显示的各 MPR 图像也不能设定基准 MPR 截面等的情况下,能够变更检测条件。例如,用户在希望变更为其他检测条件的任意定时,执行指示向其他检测条件变更(选择)的操作。控制处理器 30 响应该变更指示,利用新选择的检测条件,重复执行步骤 S3~步骤 S6 的处理。

[0067] 此外,在本实施方式中,将截面 A 设为长轴四腔截面,将截面 B 设为与长轴四腔截面正交且通过心内腔的截面(例如长轴二腔截面)。但是,在步骤 S4 的截面的自动检测处理中,有时截面 A 和截面 B 交换的状态下(即,将截面 B 设为长轴四腔截面,将截面 A 设为与长轴四腔截面正交并通过心内腔的截面)进行检测。此外,切换这样的长轴四腔截面和长轴二腔截面也能够人为识别的情况下发生。

[0068] 因此,在本超声波诊断装置中具有截面交换功能。该功能为,通过操作规定的接口(例如,设在输入装置 13 上的“AB 反转”按钮等),能够瞬间交换截面 A 的位置和截面 B 的

位置。控制处理器 30 响应来自被用户按下的 AB 反转按钮的指示,交换体数据上的截面 A 的位置和截面 B 的位置。图像生成单元 28 生成与各截面对应的 MPR 图像。所生成的各 MPR 图像以规定的方式被显示于监视器 14 上。此外,例如通过两次按下 AB 反转按钮,能够使截面 A 和截面 B 返回原来的各自位置。在与各截面对应的 MPR 图像被显示时,任何时候都能够使用基于这样的 AB 反转按钮的截面位置的切换。

[0069] [ 初始轮廓的设定 / 三维跟踪处理 :步骤 S7]

[0070] 使用确定的 MPR 图像,执行初始轮廓的设定和三维跟踪处理。即,控制处理器 30 使用所确定的各 MPR 图像和词典数据半自动地设定初始轮廓,或者通过使用由用户在确定的各 MPR 图像上指定的左右阀环位置及心尖位置这三点来自动设定初始轮廓。接着,控制处理器 30 利用被设定的初始轮廓,按时间序列且三维地追踪三维图像的斑点图案,由此计算移动向量,并利用移动向量移动初始轮廓,根据各帧的轮廓数据来计算位移或应变等的定量值。

[0071] ( 变形例 )

[0072] 在本超声波诊断装置中,同时设定多个检测条件,并以预先设定的顺序显示与遵照被设定的各检测条件检测到的截面相对应的 MPR 图像。

[0073] 例如,假定在步骤 S3 选择(设定)多个检测条件的情况。在该情况下,控制处理器例如按照设为“a 从大到小的顺序”的显示顺序整理各检测条件,并执行遵照各检测条件的截面检测,将对应的各 MPR 图像作为基准 MPR 截面设定的候补图像进行显示。每个检测条件的各 MPR 图像的显示切换最好基于输入装置 13 的切换按钮的指示,或者按照规定的时间内间隔自动执行。

[0074] 此外,设为“a 从大到小的顺序”的显示顺序只是一例,本实施方式不限于该例。作为其他例子,能够列举例如“(90° -c) 的绝对值从小到大的顺序”、“b 从大到小的顺序”、“(a+b) 从大到小的顺序”等。此外,也可以由用户预先设定要显示的检测条件的优先顺序。

[0075] 并且,也可以根据需要来同时显示与所选择的多个检测条件中的至少两个对应的 MPR 图像。

[0076] 根据本超声波诊断装置,在采用了超声波诊断装置的心脏检查中,在对通过三维超声波扫描得到的体数据设定成为多个基准的基准 MPR 截面的情况下,设定至少包含各截面的检测准确度和截面间角度差的所希望的检测条件,并根据体数据自动检测遵循被设定的检测条件的截面,显示与该自动检测的截面对应的 MPR 图像。用户利用所显示的 MPR 图像进行位置调整,由此迅速且简单地设定多个基准 MPR 截面,能够同时显示与该基准 MPR 截面对应的多个 MPR 图像。

[0077] 此外,根据本超声波诊断装置,能够同时设定多个检测条件,以预先设定的顺序,显示与按照设定的各检测条件检测的截面相对应的 MPR 图像。用户能够在依次观察作为候补图像显示的 MPR 图像的同时,利用遵循所希望的检测条件的截面,迅速且简单地设定基准 MPR 截面。

[0078] 此外,根据本超声波诊断装置,利用截面交换功能,能够在希望的定时交换截面 A 的位置和截面 B 的位置。因此,例如,能够瞬时且正确地显示四腔像和二腔像等在截面自动检测中容易出错的截面。

[0079] 上面描述了特定的实施例,上述的这些实施例仅仅作为例子进行了呈现,并不试

图用于限定本发明的范围。实际上,能够通过其他多种方式来实施在此举例说明的新方法和系统。进而,能够在不脱离本发明的主旨的情况下,省略、替代和变更在此说明的方法和系统。所附的权利要求及其等同的技术方案应落入本发明的范围和主旨内。

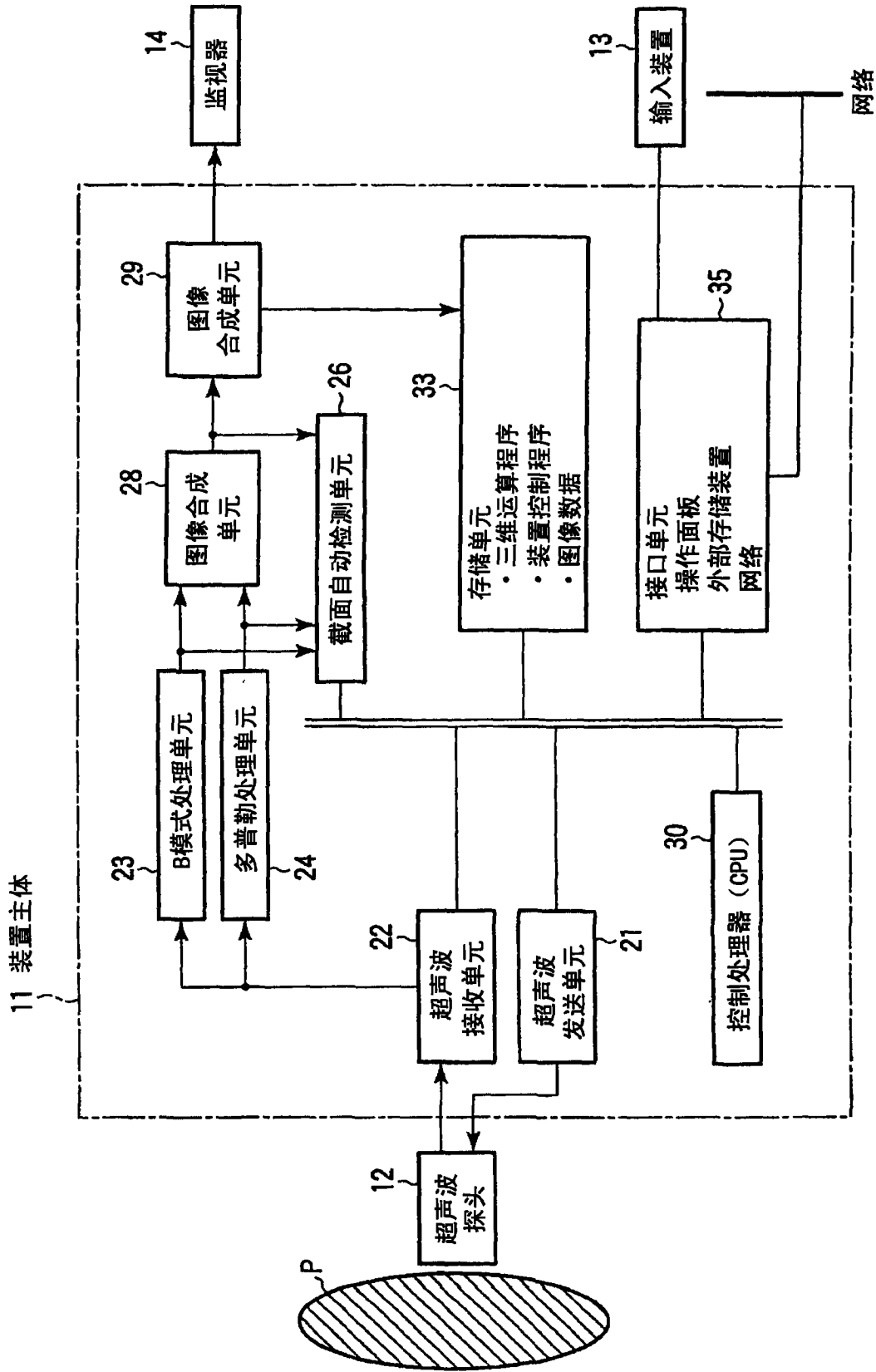


图 1

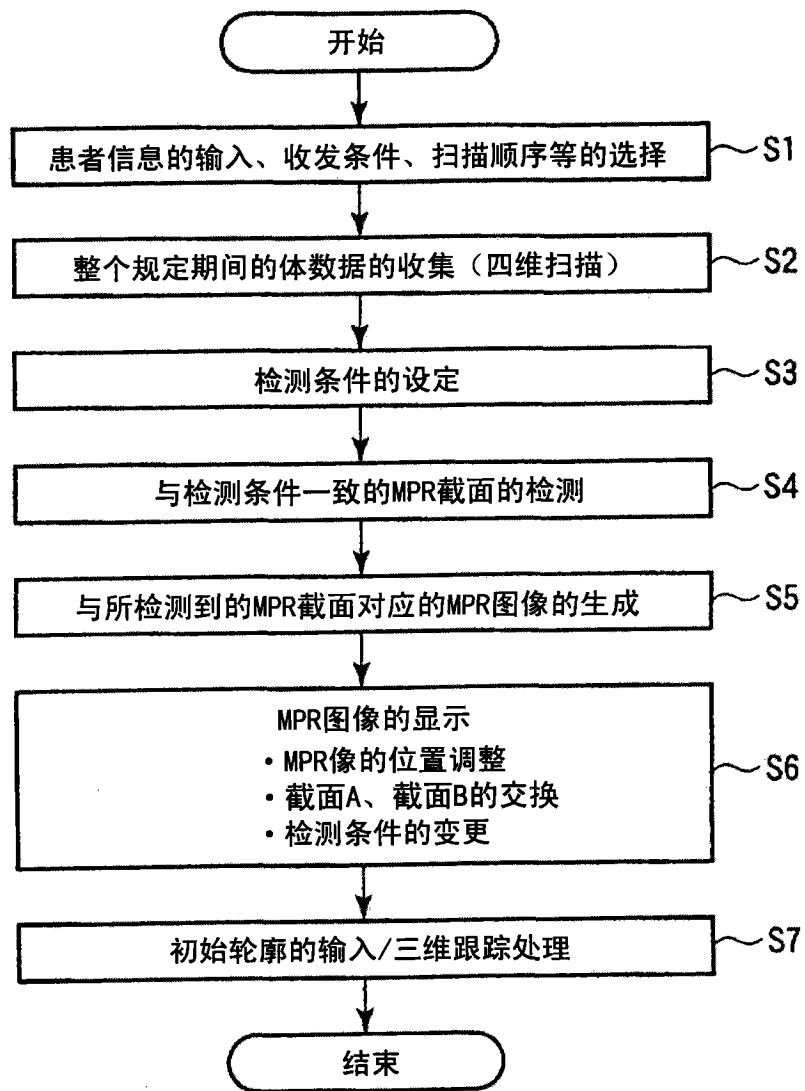


图 2

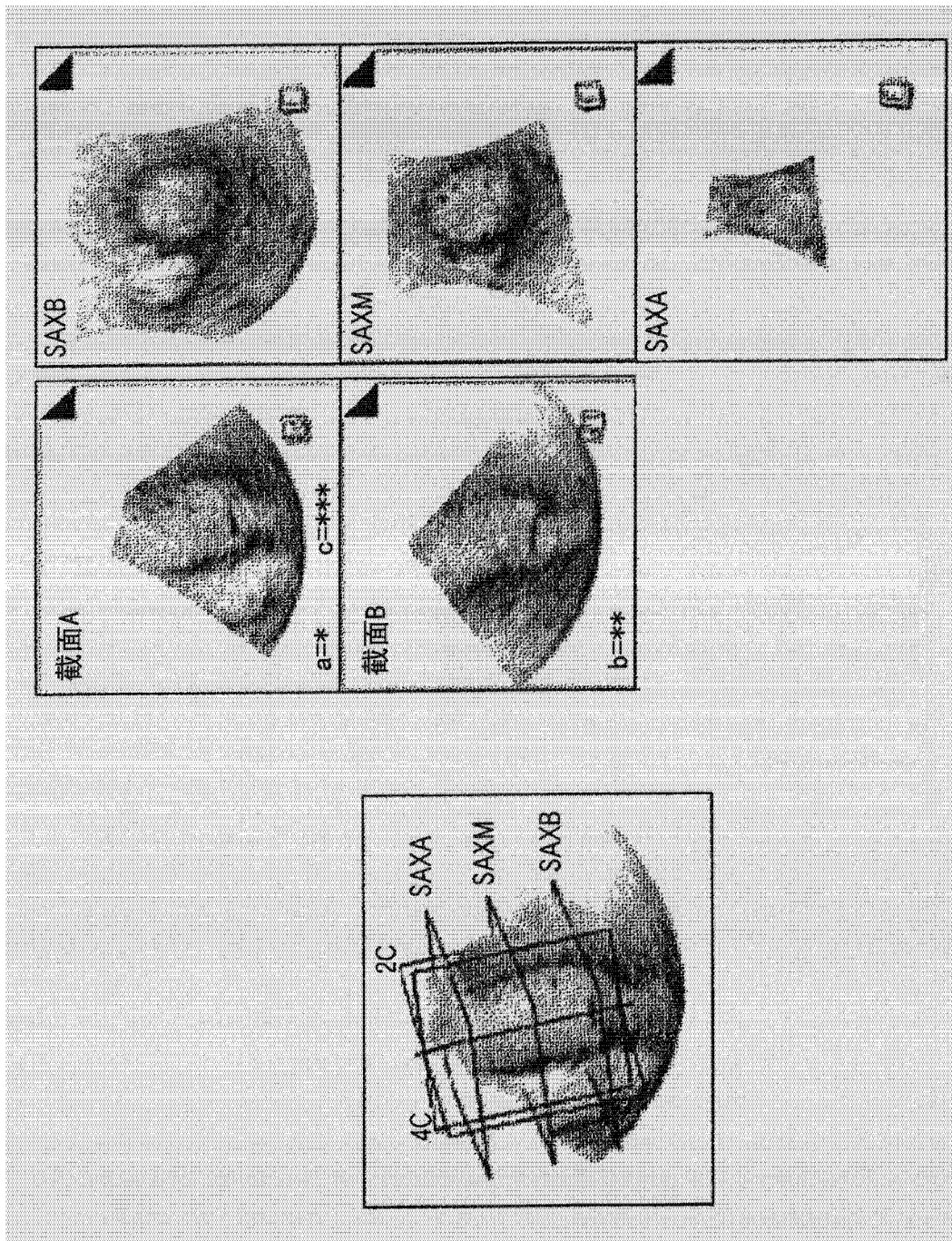


图 3

专利名称(译)	超声波诊断装置及超声波图像处理装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN102028498A</a>	公开(公告)日	2011-04-27
申请号	CN201010510950.0	申请日	2010-10-08
[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	大内启之 阿部康彦 桥本新一 西浦正英		
发明人	大内启之 阿部康彦 桥本新一 西浦正英		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/523 A61B8/0883 G01S15/8993 G01S7/52074 A61B8/483 A61B8/08		
代理人(译)	杨谦 胡建新		
优先权	2009234270 2009-10-08 JP		
其他公开文献	CN102028498B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种能够根据三维图像数据简单且正确地显示通过心内腔中心轴的所希望的多个截面并能够容易地进行用于三维跟踪的初始轮廓输入的多个截面同时显示操作的超声波诊断装置。超声波诊断装置具备：数据取得单元，在整个规定期间对包括被检体的心脏的至少一部分在内的三维区域执行超声波扫描，来取得多个体数据；检测条件设定单元，设定检测条件，该检测条件是为了根据至少一个体数据检测多个截面而使用的条件，至少包括与至少一个截面有关的检测准确度和截面之间所成的角度；截面检测单元，按照设定的检测条件，根据至少一个体数据检测多个截面；图像生成单元，生成与检测到的多个截面的各个对应的MPR图像；以及显示单元，显示MPR图像。

