



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102028496 A

(43) 申请公布日 2011.04.27

(21) 申请号 201010503615.8

(22) 申请日 2010.09.30

(30) 优先权数据  
228577/2009 2009.09.30 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 阿部康彦

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002  
代理人 徐冰冰 黄剑锋

(51) Int. Cl.  
A61B 8/00(2006.01)

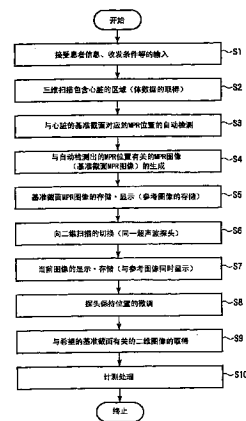
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 5 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置和超声波图像处理装置

(57) 摘要

本发明所要解决的技术问题是提供一种即使不是熟练者也可容易进行基于心脏的检查所需的准确的二维扫描的基准截面的描绘,可提高使用了基准截面的诊断精度、再现性的超声波诊断装置。在对被检体内的二维或三维区域执行超声波扫描的超声波诊断装置中,包括使用通过对包含所述被检体的心脏的至少一部分的三维区域执行超声波扫描取得的至少一个体数据,检测出与心脏的至少一个预定的基准截面对应的 MPR 位置的截面检测单元、生成与所述 MPR 位置对应的 MPR 图像的图像生成单元、显示所述 MPR 图像的显示单元、对以所述 MPR 位置为基准的所述被检体内的二维区域执行超声波扫描,并取得与所述二维区域有关的至少一个以上的二维图像的图像取得单元。



1. 一种超声波诊断装置,对被检体内的二维或三维区域执行超声波扫描,其特征在于,包括:

截面检测单元,使用通过对包含所述被检体的心脏的至少一部分的三维区域执行超声波扫描而取得的至少一个体数据,来检测出与心脏的至少一个预定的基准截面对应的 MPR 位置;

图像生成单元,生成与所述 MPR 位置对应的 MPR 图像;

显示单元,显示所述 MPR 图像;和

图像取得单元,对以所述 MPR 位置为基准的所述被检体内的二维区域执行超声波扫描,并取得与所述二维区域有关的至少一个以上的二维图像。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

所述图像取得单元,以所述 MPR 位置为基准,对所述二维区域执行所述超声波扫描,使得所述二维图像与和所述 MPR 位置对应的 MPR 图像实质上相同。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

所述图像取得单元在一系列扫描时序中使用同一超声波探头执行对所述三维区域的所述超声波扫描和对所述二维区域的所述超声波扫描。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

所述图像取得单元在一系列扫描时序中使用不同的超声波探头执行对所述三维区域的所述超声波扫描和对所述二维区域的所述超声波扫描。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

还具有计测单元,该计测单元使用所述至少一个以上的二维图像,来执行与心脏有关的计测处理。

6. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

所述截面检测单元检测左室的四腔断层、二腔断层、三腔断层、短轴断层中的任一个来作为所述心脏的至少一个预定的基准截面。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

所述显示单元同时显示所述至少一个以上的二维图像和所述 MPR 图像。

8. 一种超声波图像处理装置,其特征在于,包括:

存储单元,存储对于以下述位置为基准的所述被检体内的二维区域取得的至少一个以上的二维图像,上述位置为使用通过对包含被检体的心脏的至少一部分的三维区域执行超声波扫描而取得的至少一个体数据检测出的 MPR 位置、即与心脏的至少一个预定的基准截面对应的 MPR 位置;以及

显示单元,显示所述至少一个以上的二维图像;

使用所述显示的至少一个以上的二维图像,来执行与心脏有关的计测处理。

9. 根据权利要求 8 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

通过以所述 MPR 位置为基准,对所述二维区域进行所述超声波扫描,而取得所述二维图像,以便所述二维图像与和所述 MPR 位置对应的 MPR 图像实质上相同。

10. 根据权利要求 8 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

在一系列扫描时序中使用同一超声波探头进行对所述三维区域的所述超声波扫描和对所述二维区域的所述超声波扫描来取得所述至少一个以上的二维图像。

11. 根据权利要求 8 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

在一系列扫描时序中使用不同的超声波探头进行对所述三维区域的所述超声波扫描和对所述二维区域的所述超声波扫描来取得所述至少一个以上的二维图像。

12. 根据权利要求 8 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

还具有计测单元,该计测单元使用所述至少一个以上的二维图像,来执行与心脏有关的计测处理。

13. 根据权利要求 8 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

成为所述基准的 MPR 位置,作为所述心脏的至少一个预定的基准截面,为左室的四腔断层、二腔断层、三腔断层、短轴断层的中的任一个。

14. 根据权利要求 8 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

所述显示单元同时显示所述至少一个以上的二维图像和所述 MPR 图像。

## 超声波诊断装置和超声波图像处理装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请基于并要求日本专利申请号 JP2009-228577 的优先权,该申请于 2009 年 9 月 30 日申请,该申请的所有内容在这里通过参考方式全部包含。

### 技术领域

[0003] 这里描述的实施例总体涉及超声波诊断装置和超声波图像处理装置。

### 背景技术

[0004] 对于心肌等身体组织,客观且定量评价其功能对于该组织的诊断来说非常重要。在基于超声波诊断装置和超声波图像处理装置的心脏例行检查中,进行基于使用了在二维扫描中描绘心尖长轴像(A4C(长轴四腔像)和A2C(长轴二腔像)等)而得到的二维图像的修正辛普森(modified-simpson)法的容积计测、使用了抽出短轴像(SAX)而得到的二维图像的内径缩短率(%FS)和壁厚的计测。

[0005] 在最近的三维超声波诊断装置中,可通过三维扫描超声波束来实时收集、显示三维超声波图像(例如参考专利文献1)。进一步,还实现了从收集到的三维图像数据生成任意的截面(MPR)图像来加以显示(例如参考专利文献2)。并且,可使用该MPR图像,来进行与上述现有技术同样的各种计测。

[0006] 【专利文献】

[0007] 【专利文献1】特许第3878343号公报

[0008] 【专利文献2】特开2009-72593号公报

[0009] 【非专利文献】

[0010] 【非专利文献1】Lu et al.;IEEEISBI2008,1279-1282

[0011] 但是,在使用现有技术的超声波诊断装置和超声波图像处理装置进行心脏的各种计测处理的情况下,例如存在如下问题。

[0012] 首先,若使用二维扫描用心尖长轴像描绘心尖附近的截面,则即使实际的心尖位置不包含在扫描截面内,也看上去好像描绘出了心尖部。因此,把握扫描截面的准确位置有困难,多数不能正确捕捉心尖部。另外,无论谁都再现性良好地得到通过准确的中心轴的同一直轴像也有困难。结果,因过小评价长轴长度而过小评价了所计测的容积的情形增加。另外,若对于针对描绘图像的心尖部的位置在检查者之间认识不同,则容积、EF等的计测值有偏差。

[0013] 另一方面,在使用三维扫描用心尖长轴像描绘心尖附近的截面的情况下,可较为容易地得到包含心尖部的心尖长轴的MPR图像。但是这次空间分辨率和时间分辨率比二维扫描差。结果,因空间分辨率的限制,内膜位置相对模糊,将内腔的位置识别为比实际向内侧,因而过小评价了容积。时间分辨率的限制相对增加了计测时相的偏差,使计测结果的再现性降低了。

## 发明内容

[0014] 本发明所要解决的技术问题是提供一种即使不是熟练者也可容易进行心脏的检查所需的基于准确的二维扫描的基准截面的描绘,可提高使用了基准截面的诊断精度、再现性的超声波诊断装置和超声波图像处理装置。

[0015] 一实施方式的超声波诊断装置,对被检体内的二维或三维区域执行超声波扫描,包括:截面检测单元,使用通过对包含所述被检体的心脏的至少一部分的三维区域执行超声波扫描而取得的至少一个体数据,来检测出与心脏的至少一个预定的基准截面对应的MPR位置;图像生成单元,生成与所述MPR位置对应的MPR图像;显示单元,显示所述MPR图像;和图像取得单元,对以所述MPR位置为基准的所述被检体内的二维区域执行超声波扫描,并取得与所述二维区域有关的至少一个以上的二维图像。

[0016] 发明的效果

[0017] 根据以上的结构,可实现即使不是熟练者也可容易进行心脏的检查所需的基于准确的二维扫描的基准截面的描绘,可以提高使用了基准截面的诊断精度、再现性的超声波诊断装置。

## 附图说明

[0018] 图1是第1实施方式的超声波诊断装置1的结构图;

[0019] 图2是表示基于一系列扫描时序的第1实施方式的心脏检查支援处理的流程的流程图;

[0020] 图3是表示了与自动检测出的基准截面对应的各MPR图像的显示形态的一例的图;

[0021] 图4是表示同时显示与基准截面对应的二维图像(当前图像)和与基准截面对应的MPR图像(参考图像)的情况下的一例的图;

[0022] 图5是表示了基于一系列扫描时序的第2实施方式的心脏检查支援处理的流程的流程图。

[0023] 符号说明

[0024] 1 超声波诊断装置

[0025] 11 超声波探头

[0026] 13 发送单元

[0027] 15 接收单元

[0028] 17 B模式处理单元

[0029] 19 移动向量处理单元

[0030] 21 图像生成单元

[0031] 23 显示单元

[0032] 31 控制单元(CPU)

[0033] 37 运动信息运算单元

[0034] 39 存储单元

[0035] 41 操作单元

[0036] 43 收发单元

## 具体实施例

[0037] 下面,根据附图来说明本实施方式。在以下的说明中,对大致具有相同功能和结构的构成要素添加同一附图标记,仅在必要的情况下进行重复说明。

[0038] (第1实施方式)

[0039] 图1是本实施方式的超声波诊断装置1的结构图。本超声波诊断装置1包括超声波探头11、具有发送单元13和接收单元15的收发单元12、B模式处理单元17、图像处理单元19、具有存储装置22的图像控制单元21、显示单元23、计测处理单元25、收发控制单元31和操作单元33。在适用于超声波图像处理装置的情况下,例如图1的虚线内是其构成要素。

[0040] 超声波探头11具有根据来自发送单元13的驱动信号来产生超声波,将来自被检体的反射波转换为电信号的多个超声波振子、设置于该超声波振子的匹配层、防止从该超声波振子向后方的超声波传播的背衬材料等。从该超声波探头11向被检体发送的超声波通过体内组织的声阻抗的边界、微散射等向后方散射,并作为反射波(回声)由超声波探头11接收。

[0041] 本实施方式的超声波探头11按二维矩阵状排列超声波振子,是可超声波扫描二维区域和三维区域的二维阵列探头。

[0042] 发送单元13具有未图示的延迟电路和脉冲发生器电路等。脉冲发生器电路中,重复产生以预定的速率(rate)频率 $f_r$  Hz(周期:1/ $f_r$ 秒)形成发送超声波用的速率脉冲。延迟电路中,将每个信道中束状集中超声波且决定发送定向性所需的延迟时间提供给各速率脉冲。发送单元13在基于该速率脉冲的定时下,向每个振动子施加驱动脉冲,使其向预定的扫描线(scan line)形成超声波束。

[0043] 接收单元15具有未图示的放大电路、A/D转换器、加法器等。放大器电路中,按每个信道来放大经探头11取得的回声信号。A/D转换器中,对放大后的回声信号提供决定接收定向性所需的延迟时间,之后在加法器中进行加法处理。通过该加法,生成与预定的扫描线对应的超声波回声信号。

[0044] B模式处理单元17通过对从接收单元15接收到的超声波回声信号实施包络线检波处理,而生成与超声波回声的振幅强度对应的B模式信号。

[0045] 图像处理单元19使用与B模式信号的预定断层有关的二维分布或与预定区域有关的三维分布,生成基于B模式的二维超声波图像或三维超声波图像。图像生成单元19使用体数据(volume data),来执行与希望的基准截面对应的MPR位置的设定和与该MPR位置对应的MPR图像的生成等。

[0046] 图像控制单元21具有作为信息处理装置(计算机)的功能。尤其,图像控制单元21通过展开存储在存储装置21中的专用程序,来执行与基于后述的心脏检查支援功能的处理(心脏检查支援处理)有关的控制等。

[0047] 显示部23根据来自图像生成单元21的视频信号,来显示超声波图像、预定的操作画面等。

[0048] 计测处理单元25使用所取得的超声波图像、体数据,来执行容积、内径缩短率等的计测、评价。

[0049] 操作单元 33 具有与装置主体相连,进行来自操作者的各种指示、关心区域 (ROI) 的设定指示、画面 (图像) 冻结指示、各种画质条件设定指示、任意的组织运动信息的选择等用的鼠标、跟踪球、模式切换开关、键盘等。

[0050] (心脏检查支援功能)

[0051] 接着,说明本超声波诊断装置 1 具有的心脏检查支援功能。该功能在使用了超声波诊断装置的心脏检查中,对通过三维超声波扫描得到的体数据,设置与心脏的基准截面位置对应的自动 MPR 位置,并且,显示与该 MPR 位置对应的理想 MPR 图像,之后将超声波扫描区域自动切换到与所设定的理想 MPR 位置对应的被检体内截面(最接近 MPR 位置的被检体内截面、或与 MPR 位置实质上相同的被检体内截面)。通过该功能,在通过三维超声波扫描得到了理想的 MPR 图像的状态下(用户保持二维阵列探头的位置的状态下),将超声波扫描区域从三维区域自动切换到二维区域。因此,即使不是熟练者也可容易进行基于心脏的检查所需的准确的二维扫描的基准截面的描绘,可以提高使用了基准截面的诊断精度、再现性。

[0052] 本实施方式中,为使说明具体,而举诊断对象是心脏的情况下运动信息生成功能为例。但是,本运动信息生成功能的适用对象并不限于心脏,若超声波诊断时是存在基准截面的组织,则可以是任意部位。作为这种诊断对象的例子,可以举出例如颈动脉、胎儿。

[0053] 图 2 是表示了基于一系列扫描时序的第 1 实施方式的心脏检查支援处理的流程的流程图。下面说明图 2 的流程图的各处理的内容。

[0054] [接受患者信息、收发条件等的输入:步骤 S1]

[0055] 经操作单元 33 输入患者信息、收发条件(视场角、焦点位置、发送电压等)等。将所输入的各种信息·条件自动存储在存储装置 22 中(步骤 S1)。

[0056] [三维扫描包含心脏的区域:步骤 S2]

[0057] 接着,收发控制单元 31 将包含被检者的心脏的三维区域作为被扫描区域,而执行实时三维超声波扫描(步骤 S2)。具体地,对于例如与被检体有关的心脏的希望观察部位,以某个时刻  $t_i$  为基准(初始时相),从心尖附近(approach)使用二维阵列探头,来收集时间序列(至少 1 心搏的量)的体数据。

[0058] [与心脏的基准截面对应的 MPR 位置的自动检测:步骤 S3]

[0059] 图像处理单元 19 对所得到的心脏的体数据的至少一个,自动检测出与至少一个心脏的基准截面有关的(对应的)MPR 位置(步骤 S3)。作为该截面的自动检测技术,可以采用例如特开 2009-72593 号公报、非专利文献 3 公开的方法(称作“Auto-MPR”)。作为心脏的基准截面,可以举出有基于希望的标准(基准)的旋转角相对中心轴的不同长轴像(A4C、A2C、A3C)和水平不同的短轴像(SAXA、SAXM、SAXB)。本步骤中,通过 Auto-MPR 同时检测出与这些基准截面对应的体数据上的 MPR 位置。

[0060] 本步骤中,作为基准截面,最好选择基于心尖部附近的 A4C 截面、A2C 截面。在基于适当的心尖部附近的三维扫描得到的体数据中包含心尖位置。因此,用户通过微调超声波探头 11 的保持位置、方向,同时,确认与由 Auto-MPR 检测出的基准截面对应的 MPR 位置,而将基于通过心尖位置后的 MPR 的 A4C 像、A2C 像识别为“确实包含心尖位置”,而认为可再现性好地加以抽出。

[0061] [与检测出的 MPR 位置有关的 MPR 图像的生成·显示·存储:步骤 S4、S5]

[0062] 图像处理单元 19 生成与在各体数据上自动检测出的 MPR 位置有关的 MPR 图像 (步骤 S4)。这里,作为长轴像,生成 A4C 像和 A2C 像两个图像,作为水平不同的短轴像,分别生成 SAXA 像、SAXM 像、SAXB 像 3 个图像。将所生成的各 MPR 图像作为参考图像,以例如图 3 所示的方式自动依次显示在显示单元 23 上。将所显示的各 MPR 图像自动依次存储在存储装置 22 中 (步骤 S5)。

[0063] [向二维扫描的切换·二维图像的取得:步骤 S6、步骤 S7]

[0064] 收发控制单元 31 响应于来自例如操作单元 33 的预定操作 (例如扫描维度切换操作),将被扫描区域从包含心脏的三维区域自动切换到与自动检测出的 MPR 位置的任一个对应的被检体内截面 (最接近 MPR 位置的被检体内截面、或与 MPR 位置实质上相同的被检体内截面) (步骤 S6)。切换后,依次取得与对应于 MPR 位置的被检体内截面有关的二维图像 (当前图像),并实时显示到显示单元 23 上 (步骤 S7)。

[0065] 当前图像在决定与该当前图像对应的被检体内截面时与所参考的参考图像 (即、A4C 像、A2C 像等的 MPR 图像) 同时显示。这时,当前图像和参考图像最好例如如图 4 所示那样排列显示。

[0066] 作为上述参考图像显示的各 MPR 图像认为与将超声波扫描从三维切换到二维的时刻对应的图像是理想的。因此,最好回顾性 (retrospective) 存储三维扫描时的 MPR 图像,并读出将超声波扫描从三维切换到二维的时刻的 MPR 图像来加以显示。作为该参考图像的 MPR 图像可以是扩张末期和收缩末期这样的预定的心时相的静止图像,也可至少显示一心搏以上的动态图像。

[0067] 作为参考图像和当前图像的组合,仅一个截面显示例如同时与同一截面对应的图像 (A4C 像等) 的情形为一例。但是,参考图像和当前图像的组合并不限于该例。例如、由于可通过二维阵列探头大概同时扫描多个截面,所以还存在同时显示与 2 种截面对应的图像 (例如 A4C 像、A2C 像等)、或与三种截面对应的图像 (例如 A4C 像、A2C 像、A3C 像等) 的例子。进一步,可以使参考图像为包含和当前图像相同截面的多种截面对应的多个图像的结构、或使当前图像为包含和一个参考图像相同截面的多种截面对应的多个图像的结构。

[0068] [与探头保持位置的微调、希望截面有关的二维图像取得:步骤 S8、S9]

[0069] 用户边观察显示单元 23 上显示的当前图像和参考图像,同时微调超声波探头 11 的保持位置 (步骤 S8),并在取得了与希望的截面有关的二维图像的时刻进行预定的操作 (例如冻结操作),从而将该二维图像冻结显示在显示单元 23 上,并且存储在存储装置 22 中 (步骤 S9)。

[0070] 在例如计测所需的二维图像的收集后,当然也可根据需要自动设定或通过手动操作设作不显示参考图像。

[0071] [计测处理:步骤 S10]

[0072] 计测处理单元 25 使用步骤 S9 中取得的、与准确的基准截面有关的二维图像,来执行预定的计测处理 (例如基于 modified-simpson 法的容积计测处理) (步骤 S10)。本实施例中的最后计测最好在诊断装置上加以实施。但是,并不限于该例,例如,也可将诊断装置中收集到的二维图像数据经网络等传送到图像处理用的工作点 (work station) 等的分析阅读器 (Viewer),并在该分析阅读器中执行计测处理。

[0073] [变形例]

[0074] 上述中,说明了从基于三维扫描的多个基准截面的 MPR 图像显示切换到超声波扫描与该基准截面的任一个对应的二维区域,并二维图像(当前图像)显示时,将基准截面的 MPR 图像作为参考图像与当前图像同时加以显示的情况。但是,并不限于该例,例如也可不显示参考像,而仅在将超声波扫描区域从三维区域切换到二维区域后,仅显示二维图像(当前图像)。这是因为即使是这种结构,在可得到理想的基准截面的 MPR 图像的状态(显示的状态)下,用户保持二维阵列探头的位置的状态下,将超声波扫描区域从三维区域切换到二维区域,而可取得与基准截面的任一个对应的二维图像,并维持本心脏检查支援功能的基本作用。

[0075] 根据以上描述的本超声波诊断装置,在心脏检查中,对由三维超声波扫描得到的体数据设定与心脏的基准截面位置对应的理想 MPR 位置,并可容易且迅速地取得与该设置的 MPR 位置对应的理想 MPR 图像。另外,在通过该三维超声波扫描得到理想的 MPR 图像的状态(用户原样保持二维阵列探头的位置的状态)下,可以将超声波扫描区域从三维区域自动切换到二维区域,可准确地二维扫描与理想的 MPR 位置对应的被检体内截面(最靠近 MPR 位置的被检体内截面、或与 MPR 位置实质上相同的被检体内截面)。

[0076] 因此,由于可以识别体数据由来的 MPR 图像,所以即使不是熟练者也可容易且稳定地描绘出例如包含心尖部的长轴的 MPR 图像等。另外,对于与理想的 MPR 位置对应的被检体内的二维区域,由于可以以高空间分辨率和时间分辨率来进行超声波图像摄像,所以可以提高诊断所需的计测精度。结果,即使不是熟练者也可容易进行心脏的检查所需的准确的基于二维扫描的基准截面的描绘,而可提高使用了基准截面的诊断的精度、再现性。

[0077] (第 2 实施方式)

[0078] 接着,说明第 2 实施方式的超声波诊断装置 1。本实施方式的超声波诊断装置 1 参考由三维超声波扫描得到的三维图像,同时在将希望的与心脏的基准截面位置对应的 MPR 位置设定在体数据上后,通过从二维阵列探头换拿到一维阵列探头,并将超声波扫描区域从三维区域切换到二维区域,从而可实现与第 1 实施方式实质上相同的心脏检查支援功能。

[0079] 图 5 是表示了基于一系列的扫描时序的本实施方式的心脏检查支援处理的流程的流程图。下面,说明图 5 的流程图的各处理的内容。

[0080] [接受患者信息、收发条件等的输入:步骤 S11]

[0081] 与第 1 实施方式同样,经操作单元 33 输入患者信息、收发条件(视场角、焦点位置、发送电压等)等。将所输入的各种信息·条件自动存储在存储装置 22 中(步骤 S11)。

[0082] [三维扫描包含心脏的区域:步骤 S12]

[0083] 与第 1 实施方式同样,收发控制单元 31 将包含被检者的心脏的三维区域作为被扫描区域,而实时执行三维超声波扫描(步骤 S12)。

[0084] [与心脏的基准截面对应的 MPR 位置的自动检出:步骤 S13]

[0085] 与第 1 实施方式同样,图像处理单元 19 对所得到的心脏的体数据的至少一个自动检测出与心脏的至少一个基准截面有关的(对应的)MPR 位置(步骤 S13)。

[0086] [与 MPR 位置有关的 MPR 图像的生成·显示·存储:步骤 S14、S15]

[0087] 与第 1 实施方式同样,图像处理单元 19 在各体数据上生成与自动检测出的 MPR 位置有关的 MPR 图像(步骤 S14)。将所生成的 MPR 图像依次实时显示到显示单元 23 上。响

应于来自操作单元 33 的预定操作（例如冻结操作），将所显示的 MPR 图像静止图像显示在显示单元 23 上，并且作为参考图像自动存储到存储装置 22 中（步骤 S15）。

[0088] [ 向二维扫描的切换·二维图像的取得 :步骤 S16、步骤 S17]

[0089] 之后，用户将超声波探头从二维阵列探头换拿到一维阵列探头。收发控制单元 31 执行来自例如操作单元 33 的预定操作（例如响应于超声波探头的切换按钮，来进行二维区域的扫描）（步骤 S16）。在切换后，依次取得与对应于 MPR 位置的被检体内截面有关的二维图像（当前图像）。将所取得的二维图像与步骤 S15 中存储的 MPR 图像（参考图像）同时实时显示到显示单元 23 上（参照图 3）。用户参照所显示的参考图像的同时调整探头的保持位置，在得到了与该参考图像充分接近（实质上相同的）二维图像的时刻，按下冻结按钮。图像控制单元 21 将按下冻结按钮后的时刻的二维图像存储到存储装置 22 中（步骤 S17）。

[0090] [ 计测处理 :步骤 S18]

[0091] 与第 1 实施方式同样，计测处理单元 25 使用步骤 S17 中取得的与准确的基准截面有关的二维图像，来执行预定的计测处理（步骤 S18）。

[0092] 根据以上描述的本超声波诊断装置，在心脏检查中，可以对通过三维超声波扫描得到的体数据，设定与心脏的基准截面位置对应的 MPR 位置，并可容易且迅速地取得与理想的 MPR 位置对应的 MPR 图像。另外，在通过该三维超声波扫描将理想的 MPR 图像作为参考图像加以显示的状态下，从二维阵列探头换拿到一维阵列探头，并将超声波扫描区域从三维区域切换到二维区域。在切换后，同时排列显示经一维阵列探头实时取得的二维图像（当前图像）和参考图像。用户可以边比对参考图像和当前图像，边微调一维阵列探头的位置、方向，而可取得与参考图像实质上相同的当前图像。因此，可以实现与第 1 实施方式实质上相同的效果。

[0093] 本实施方式中，随着切换超声波探头的操作，描绘与 MPR 图像相同的截面的容易度、再现性的程度比第 1 实施方式的情形低。另一方面，由于与基于二维阵列探头的二维扫描图相比，基于一维阵列探头的二维扫描图像一般上为高画质，所以有最终可得到相对来说更高画质的二维图像的优点。

[0094] 并不原样限定上述实施方式，可在实施阶段在不脱离其精神的范围内变形构成要素而具体化。作为具体的变形例，例如有如下这种例子。

[0095] (1) 本实施方式的各功能将执行该处理的程序安装到工作点等计算机上，并将这些在存储器上展开而加以实现。这时，可将使计算机执行该方法的程序存储在磁盘（软盘（注册商标）硬盘等）、光盘（CD-ROM、DVD 等）、半导体存储器等记录介质上加以分发。

[0096] (2) 上述各实施方式中，使用与准确的基准截面有关的二维图像，来执行预定的计测处理。但是，并不限于该例，也可根据需要使用希望的时相上的 MPR 图像来执行计测处理。

[0097] 描述了某些实施例，但是这些实施例仅仅通过举例的方式来表示，并不意图限制本发明的范围。事实上，这里描述的新方法和系统可以以各种其他形式来具体化。另外，这里描述的方法和系统的方式下的各种省略、替代和改变可以在不脱离本发明的精神的范围内作出。附属的权利要求及其等价意图覆盖这些形式或改变，同时落入本发明的精神的范围内。

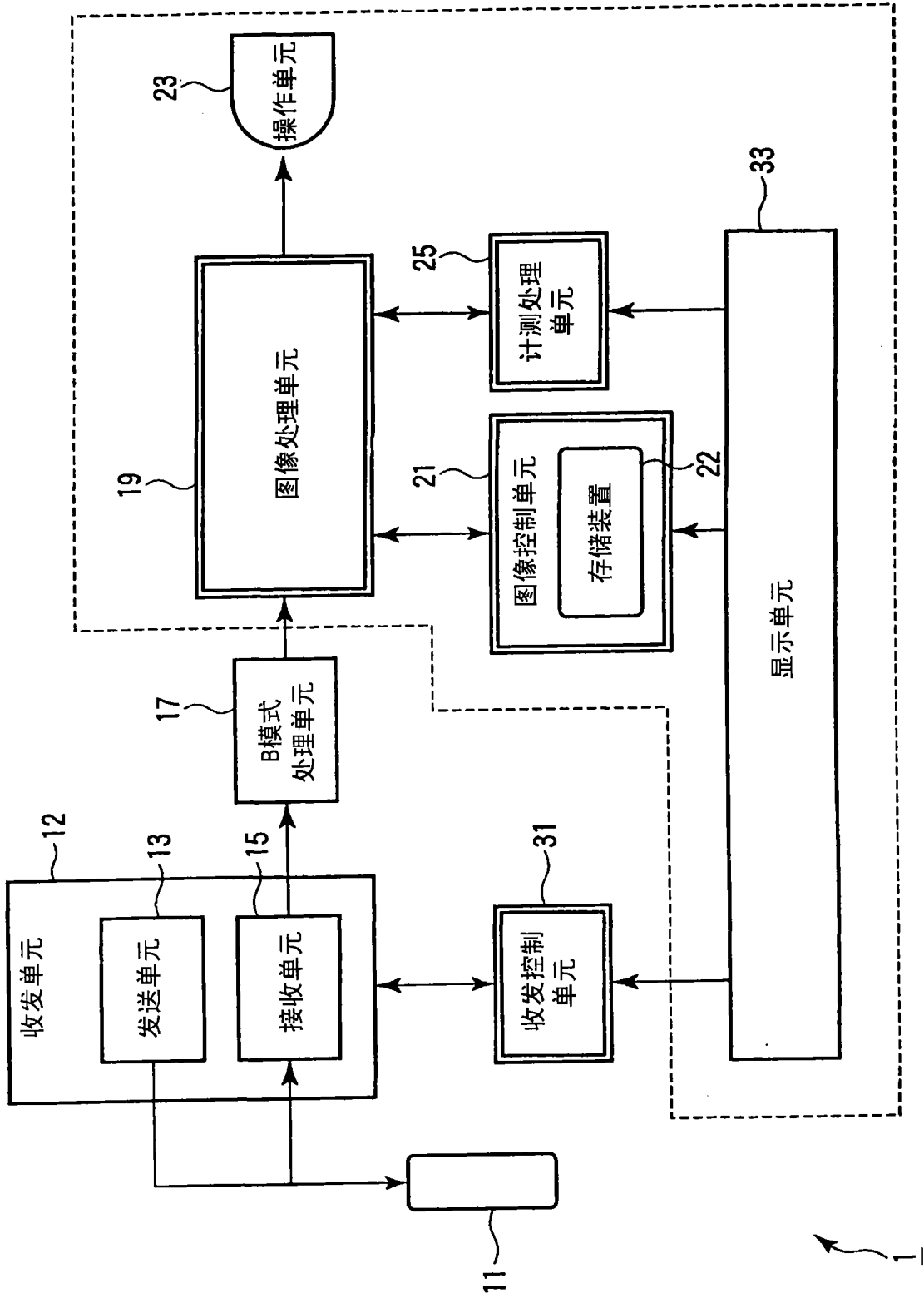


图 1

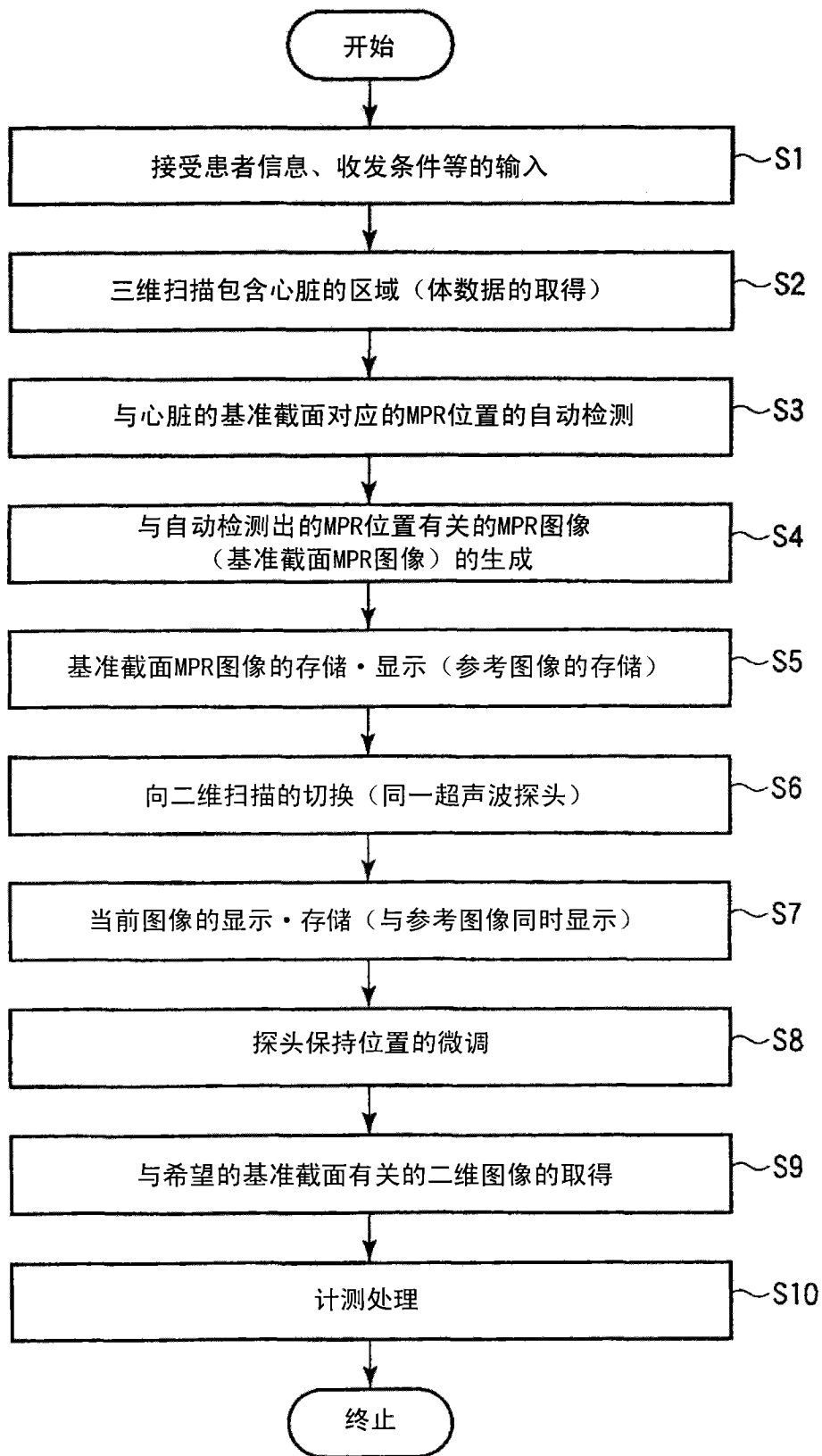


图 2

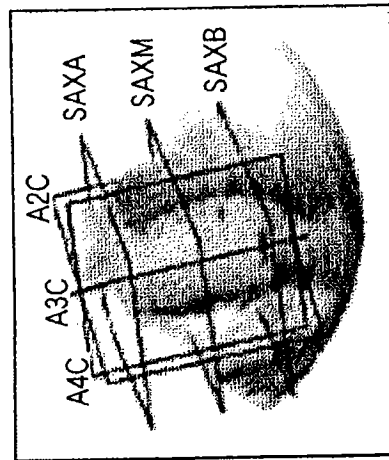
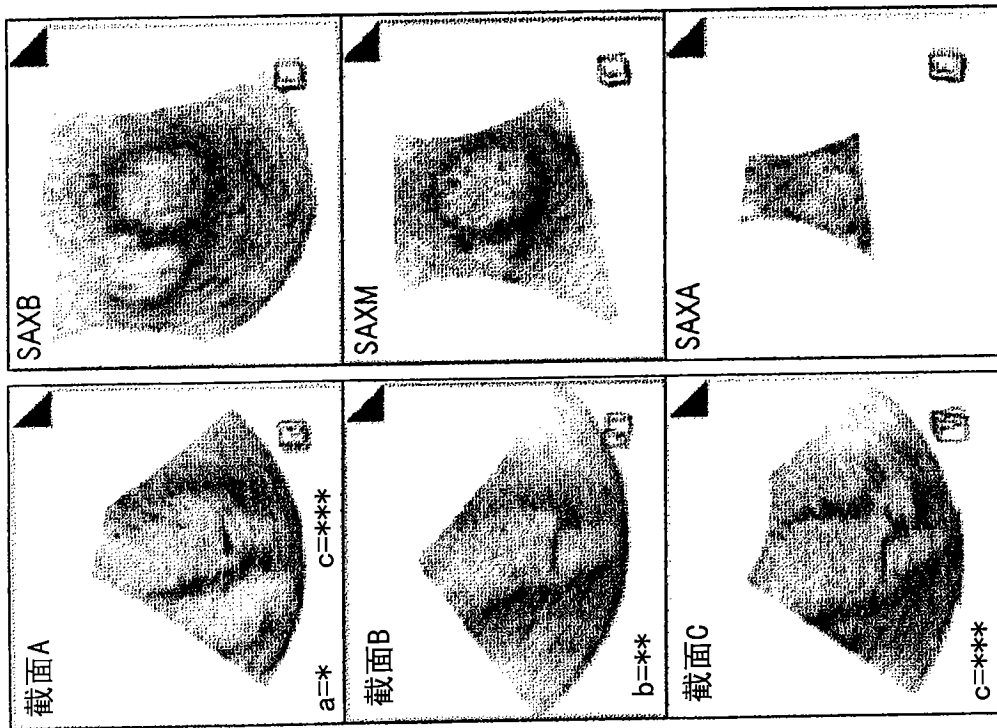
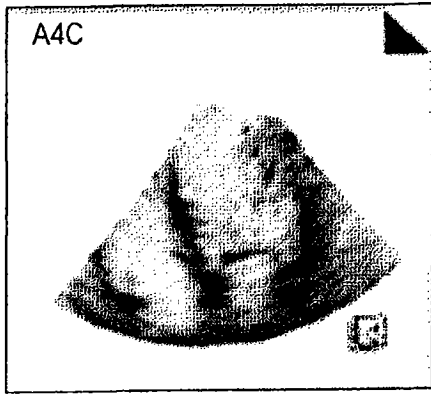
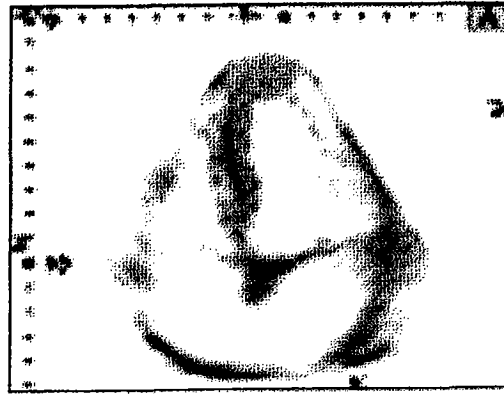


图 3



参考图像



当前图像

图 4

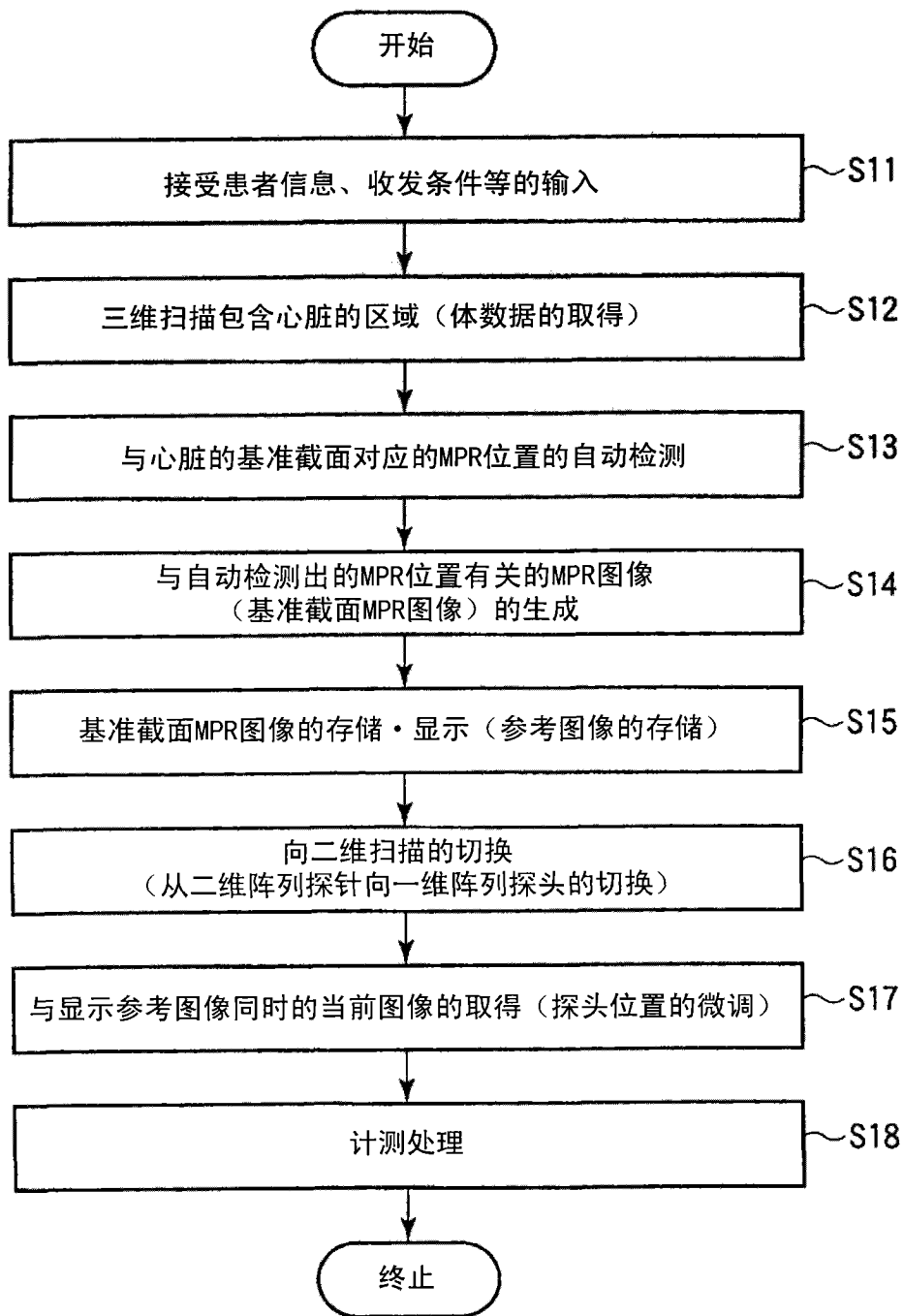


图 5

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波图像处理装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN102028496A</a>	公开(公告)日	2011-04-27
申请号	CN201010503615.8	申请日	2010-09-30
[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	A61B8/523 A61B8/0883 A61B8/463 G01S7/52085 A61B8/14 G01S15/8993 G01S7/52074 A61B8/483		
代理人(译)	徐冰冰 黄剑锋		
优先权	2009228577 2009-09-30 JP		
其他公开文献	CN102028496B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明所要解决的技术问题是提供一种即使不是熟练者也可容易进行基于心脏的检查所需的准确的二维扫描的基准截面的描绘,可提高使用了基准截面的诊断精度、再现性的超声波诊断装置。在对被检体内的二维或三维区域执行超声波扫描的超声波诊断装置中,包括使用通过对包含所述被检体的心脏的至少一部分的三维区域执行超声波扫描取得的至少一个体数据,检测出与心脏的至少一个预定的基准截面对应的MPR位置的截面检测单元、生成与所述MPR位置对应的MPR图像的图像生成单元、显示所述MPR图像的显示单元、对以所述MPR位置为基准的所述被检体内的二维区域执行超声波扫描,并取得与所述二维区域有关的至少一个以上的二维图像的图像取得单元。

