



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102125443 A

(43) 申请公布日 2011. 07. 20

(21) 申请号 201110005963. 7

A61B 8/14 (2006. 01)

(22) 申请日 2011. 01. 13

G01S 15/89 (2006. 01)

(30) 优先权数据

2010-005302 2010. 01. 13 JP

2010-272520 2010. 12. 07 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 桥本新一

(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 11038

代理人 王永刚

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006. 01)

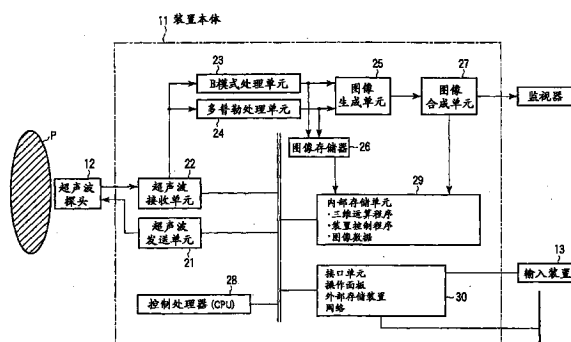
权利要求书 3 页 说明书 10 页 附图 7 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及超声波图像处理装置

(57) 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置以及超声波图像处理装置,对通过三维追踪等取得的解析结果与在 MPR 像上重叠显示的段同时显示和观察时,可以通过优化各 MPR 断面的位置,容易地理解各段与各 MPR 断面的位置关系。该超声波诊断装置包括:信号取得单元,在上述规定期间取得与上述三维区域有关的回波信号;体积数据生成单元,生成在上述规定期间的多个体积数据;设定单元,设定至少一个 MPR 断面的位置,并且设定与上述设定的至少一个 MPR 断面对应的 MPR 断面的位置;分段处理单元,将各上述体积数据中所包含的上述心脏的至少一部分分割为多个段;追踪处理单元,执行三维追踪处理;以及优化单元,优化各上述 MPR 断面的位置。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,该超声波诊断装置包括:

信号取得单元,通过针对包含被检体的心脏的至少一部分的三维区域在规定期间执行超声波扫描,在上述规定期间取得与上述三维区域有关的回波信号;

体积数据生成单元,使用与上述三维区域有关的回波信号,生成在上述规定期间的多个体积数据;

设定单元,执行针对上述多个体积数据中的与第1时相对应的体积数据设定至少一个MPR断面的位置的设定处理,并且与该设定处理联动地针对剩余的体积数据设定与上述设定的至少一个MPR断面对应的MPR断面的位置;

分段处理单元,使用上述设定的至少一个MPR断面,执行将各上述体积数据中所包含的上述心脏的至少一部分分割为多个段的分段;

追踪处理单元,使用上述多个体积数据来执行三维追踪处理;以及

优化单元,基于上述多个段的位置,优化上述多个体积数据中的在规定的时相设定的上述MPR断面的位置,并且与该优化联动地优化针对剩余的体积数据的各个设定的各上述MPR断面的位置。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述优化单元针对上述多个体积数据中的与收缩末期时相对应的体积数据优化上述MPR断面的位置。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述优化单元针对上述多个体积数据中的与处于扩张末期和收缩末期之间的规定的时相对应的体积数据优化上述MPR断面的位置。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

在针对与上述第1时相对应的体积数据设定2个以上的MPR断面的情况下,上述优化单元优化在针对每个MPR断面所选择的时相设定的各MPR断面的位置。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

在针对与上述第1时相对应的体积数据设定2个以上的MPR断面的情况下,上述优化单元优化在同一时相设定的各MPR断面的位置。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述优化单元基于使用与上述规定的时相对应的体积数据来确定的心脏的结构特征点的位置优化上述设定的各MPR断面的位置。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

该超声波诊断装置还包括输入单元,该输入单元用于通过手动操作输入与上述规定的时相对应的体积数据中的上述MPR断面的变更位置,并且

上述优化单元基于输入的变更位置优化上述设定的MPR断面的位置。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

该超声波诊断装置还包括输入单元,该输入单元用于基于相对于上述多个段的比率输入与上述规定的时相对应的体积数据中的上述MPR断面的变更位置,并且

上述优化单元基于输入的变更位置优化上述设定的MPR断面的位置。

9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

该超声波诊断装置还包括输入单元,该输入单元用于输入与上述规定的时相对应的体

积数据中的上述 MPR 断面相对于上述多个段的上下移动,

上述优化单元基于来自上述输入单元的输入优化上述设定的 MPR 断面的位置。

10. 一种超声波图像处理装置,其特征在于,该超声波图像处理装置包括:

存储单元,存储通过针对包含被检体的心脏的至少一部分的三维区域在规定期间执行超声波扫描而取得的、在上述规定期间的多个体积数据;

设定单元,执行针对上述多个体积数据中的与第 1 时相对应的体积数据设定至少一个 MPR 断面的位置的设定处理,并且与该设定处理联动地针对剩余的体积数据设定与上述设定的至少一个 MPR 断面对应的 MPR 断面的位置;

分段处理单元,使用上述设定的至少一个 MPR 断面,执行将各上述体积数据中所包含的上述心脏的至少一部分分割为多个段的分段;

追踪处理单元,使用上述多个体积数据来执行三维追踪处理;以及

优化单元,基于上述多个段的位置优化上述多个体积数据中的在规定时相设定的上述 MPR 断面的位置,并且与该优化联动地优化针对剩余的体积数据的各个设定的各上述 MPR 断面的位置。

11. 根据权利要求 10 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

上述优化单元针对上述多个体积数据中的与收缩末期时相对应的体积数据优化上述 MPR 断面的位置。

12. 根据权利要求 10 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

上述优化单元针对上述多个体积数据中的与处于扩张末期与收缩末期之间的规定的时相对应的体积数据优化上述 MPR 断面的位置。

13. 根据权利要求 10 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

在针对与上述第 1 时相对应的体积数据设定 2 个以上的 MPR 断面的情况下,上述优化单元优化在针对各 MPR 断面所选择的时相设定的各 MPR 断面的位置。

14. 根据权利要求 10 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

在针对与上述第 1 时相对应的体积数据设定 2 个以上的 MPR 断面的情况下,上述优化单元优化在同一时相设定的各 MPR 断面的位置。

15. 根据权利要求 10 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

上述优化单元基于使用与上述规定的时相对应的体积数据来确定的心脏的结构特征点的位置优化上述设定的各 MPR 断面的位置。

16. 根据权利要求 10 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

该超声波图像处理装置还包括输入单元,该输入单元用于通过手动操作输入与上述规定的时相对应的体积数据中的上述 MPR 断面的变更位置,并且

上述优化单元基于输入的变更位置优化上述设定的 MPR 断面的位置。

17. 根据权利要求 10 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

该超声波图像处理装置还包括输入单元,该输入单元用于基于相对于上述多个段的比率输入与上述规定的时相对应的体积数据中的上述 MPR 断面的变更位置,并且

上述优化单元基于输入的变更位置优化上述设定的 MPR 断面的位置。

18. 根据权利要求 10 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

该超声波图像处理装置还包括输入单元,该输入单元用于输入与上述规定的时相对应

的体积数据中的上述 MPR 断面相对于上述多个段的上下移动,并且

上述优化单元基于来自上述输入单元的输入优化上述设定的 MPR 断面的位置。

超声波诊断装置以及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 2010 年 1 月 13 日提交的在前的日本专利申请第 2010-005302 号和 2010 年 12 月 7 日提交的在前的日本专利申请第 2010-272520 号,并要求它们的优先权,其全部内容通过引用结合在本申请中。

技术领域

[0003] 本发明涉及超声波诊断装置以及超声波图像处理装置。

背景技术

[0004] 超声波诊断只需将超声波探头贴近体表的简单操作即可通过实时显示取得心脏跳动或者胎儿活动的情况,并且因为安全性高,所以可以反复进行检查。另外,系统的规模比 X 射线、CT、MRI 等其它的诊断设备小,也可以容易地进行移动至床边的检查等,可以说是一种简便的诊断方法。在该超声波诊断中使用的超声波诊断装置根据所具备的功能的种类而各有不同,但是正在开发一种单手便可搬运的程度的小型超声波诊断装置,超声波诊断不像 X 射线等那样受被照射的影响,可以在妇产科或家庭医疗等中使用。

[0005] 近年来,实现了可以三维地扫描超声波并实时地收集三维图像数据、生成三维图像或者任意断面图像并加以显示的超声波诊断装置。另外,正在开发一种称作三维追踪的技术。首先,该技术针对关于心脏的多个 MPR 断面(典型地,“通过心脏内腔中心轴的 2 个以上的断面”)在左室的内外膜输入初期轮廓(在初期时相的),根据该输入的初期轮廓构成在初期时相的三维轮廓,使用图案匹配等技术处理来对该三维轮廓经时地进行心肌的局部部位的追踪,根据追踪结果计算心肌的移动向量或者应变(变形)等的壁运动信息,并定量地评价心肌的壁运动(例如,参照专利文献 1)。而且,作为显示通过该三维追踪取得的结果的方法,期望实现对 ASE 段(segment)等规定的每个段评价心脏功能。基于辨认性的观点,显示三维追踪结果的诊断图像使用了 MPR 像和与其重叠的参数性成像(parametric imaging),可以在规定的 MPR 断面上观察解析结果。

[0006] 但是,在通过以往的方法在 MPR 断面上显示三维地配置的各段时,存在由于 MPR 断面的位置段边界变复杂、各段和各 MPR 断面的位置关系的理解变难的问题。例如,在通过自动 MPR 设定或者手动将初期 MPR 断面(典型地, A 面、与 A 面正交的 B 面、与 A 面以及 B 面正交的 3 个 C 面)设定为 4chView 和该正交断面之后,当在该断面上设定初期轮廓时,大多数情况下,为了三维追踪处理而设定的 Apex 点(顶点)不在初期 MPR 断面上,且 3 个 C 面与段的分割等级不匹配。

[0007] 可以认为理由如下。即、设定初期 MPR 断面时正在使用 4chView 和绕左室中心轴与 4chView 正交的断面所对应的图像。但是,一般情况左室形状呈半椭圆体这样的形状,但是在长轴方向上几乎都存在稍微弯曲的情况。因此,在三维追踪处理等中将左室中心轴定义为直线与现实的左室中心轴不是严格一致的。即、虽说是 4chView,但不是可以唯一地定义的,只不过是大概的位置。

[0008] 当在这种大概的 4chView 和与其正交的断面上定义用于三维追踪的左室内膜面以及外膜面的初期轮廓时,以往,输入心基部位置或者心尖部位置的信息并用 ACT 法等提取内膜面的轮廓,或在上述初期断面上在跟踪内膜面后进行所有三维的内膜面的提取等,从而取得心内膜面。由此,可以对心内膜形状假定规定的心肌厚度等来取得心外膜面。另外,基于取得的心内膜面和初期的 4chView 位置,将左室心肌分割为规定的段。左室中心轴可以定义为心基部的内膜轮廓(瓣环部轮廓)的中心(面积重心等),心尖位置可以定义为离上述心基部的中心最远的心内膜位置。在将连结心尖位置和心基部的中心的线定义为心轴时,可以通过以初期 MPR 断面的心基部位置为基准绕上述左室中心轴分割成规定角度而实现段分割。

[0009] 但是,在如上述那样地形成的三维的心内膜面中的心尖位置并非必须是初期的 MPR 断面位置,反而几乎都处于其它位置。这是由于为了设定和定义初期轮廓和段分割而使用的初期的 4chViewMPR 断面存在不包含在提取的内膜面中的心尖位置的情况。

[0010] 另外,对于初期的 C 面位置,将 C 面设定为,当观察上述大概的 4chView 和正交断面时成为大概的 Apical(顶点)、Mid(中间)、Base(底部)位置。但是,这样设定的 C 面也不能保证与上述段分割后的段位置正确匹配。

[0011] 而且,心脏在扩张末期与收缩末期之间发生缩短。因此,难以预先(在进行段分割之前)优化 C 面的位置,以使其总是位于 Apical、Mid、Base 位置。

[0012] 在先技术文献

[0013] 专利文献 1 日本特开 2003-175041 号公报

发明内容

[0014] (发明要解决的问题)

[0015] 本发明是鉴于上述情况而完成的,其目的在于:提供一种超声波诊断装置以及超声波图像处理装置,在与在 MPR 像上重叠显示的段同时地显示、观察通过三维追踪等取得的解析结果的情况下,可以通过优化各 MPR 断面的位置而容易地理解各段与各 MPR 断面的位置关系。

[0016] (用于解决问题的方案)

[0017] 根据本发明的一个实施方式,提供一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

[0018] 信号取得单元,通过对包含被检体心脏的至少一部分的三维区域在规定期间执行超声波扫描,在上述规定期间取得与上述三维区域有关的回波信号;

[0019] 体积数据生成单元,使用与上述三维区域有关的回波信号,生成在上述规定期间的多个体积数据;

[0020] 设定单元,执行对上述多个体积数据中的与第 1 时相对应的体积数据设定至少一个 MPR 断面的位置的设定处理,并且与该设定处理联动地对剩余的体积数据设定与上述设定的至少一个 MPR 断面对应的 MPR 断面的位置;

[0021] 分段处理单元,执行使用上述设定的至少一个 MPR 断面将各上述体积数据所包含的上述心脏的至少一部分分割为多个段的分段;

[0022] 追踪处理单元,使用上述多个体积数据执行三维追踪处理;以及

[0023] 优化单元,基于上述多个段的位置优化上述多个体积数据中的在规定时相设定的

上述 MPR 断面的位置,并且与该优化联动地优化针对剩余的体积数据的各个设定的各上述 MPR 断面的位置。

[0024] 根据本发明的一个实施方式,提供一种超声波图像处理装置,其特征在于,包括:

[0025] 存储单元,存储通过对包含被检体心脏的至少一部分的三维区域在规定期间执行超声波扫描来取得的、在上述规定期间的多个体积数据;

[0026] 设定单元,执行对上述多个体积数据中的与第 1 时相对应的体积数据设定至少一个 MPR 断面的位置的设定处理,并且与该设定处理联动地对剩余的体积数据设定与上述设定的至少一个 MPR 断面对应的 MPR 断面的位置;

[0027] 分段处理单元,执行使用上述设定的至少一个 MPR 断面将各上述体积数据所包含的上述心脏的至少一部分分割为多个段的分段;

[0028] 追踪处理单元,使用上述多个体积数据执行三维追踪处理;以及

[0029] 优化单元,基于上述多个段的位置优化上述多个体积数据中的在规定的时相设定的上述 MPR 断面的位置,并且与该优化联动地优化针对剩余的体积数据的各个设定的各上述 MPR 断面的位置。

[0030] (发明的效果)

[0031] 根据以上说明,本发明可以实现提供一种超声波诊断装置以及超声波图像处理装置,在将通过三维追踪等取得的解析结果与在 MPR 像上重叠显示的段同时地显示、观察的情况下,可以通过优化各 MPR 断面的位置而容易地理解各段与各 MPR 断面的位置关系。

附图说明

[0032] 图 1 表示与本实施方式有关的超声波诊断装置 1 的结构框图。

[0033] 图 2 为表示根据本 MPR 断面的优化功能的处理(MPR 断面的优化处理)的流的流程图。

[0034] 图 3A、B 为表示 A 断面以及 B 断面的位置从心尖位置偏离的例子的图。

[0035] 图 4A、图 4B 为用于说明在扩张末期设定的 C1 断面、C2 断面、C3 断面的各断面的位置在收缩末期从对应的各段偏离的情况的图。

[0036] 图 5 为表示 MPR 断面位置的优化处理的流的图。

[0037] 图 6 为表示优化处理后的 A 断面、B 断面、B' 断面的各断面的位置的例子的图。

[0038] 图 7A、图 7B 为表示在扩张末期、收缩末期的各时相的优化处理后的 C1 断面、C2 断面、C3 断面的各断面的位置的例子的图。

[0039] 图 8 为表示显示 4chView、2chView、3chView、Apical、Mid、Base 的所有的 MPR 图像的例子图。

[0040] (符号说明)

[0041] 10... 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、23... B 模式处理单元、24... 多普勒处理单元、25... 图像生成单元、26... 图像存储器、27... 图像合成单元、28... 控制处理器、29... 内部存储单元、30... 接口单元

具体实施方式

[0042] 根据本发明的一个实施方式的超声波诊断装置包括：

[0043] 信号取得单元,通过对包含被检体的心脏至少一部分的三维区域在规定期间执行超声波扫描,而在上述规定期间取得与上述三维区域有关的回波信号；

[0044] 体积数据生成单元,使用与上述三维区域有关的回波信号,生成在上述规定期间的多个体积数据；

[0045] 设定单元,执行对上述多个体积数据中的与第 1 时相对应的体积数据设定至少一个 MPR 断面的位置的设定处理,并且与该设定处理联动地对剩余的体积数据设定与上述设定的至少一个 MPR 断面对应的 MPR 断面的位置；

[0046] 分段处理单元,执行使用上述设定的至少一个 MPR 断面将各上述体积数据所包含的上述心脏的至少一部分分割为多个段的分段；

[0047] 追踪处理单元,使用上述多个体积数据来执行三维追踪处理；以及

[0048] 优化单元,基于上述多个段的位置优化上述多个体积数据中的在规定的时相设定的上述 MPR 断面的位置,并且与该优化联动地优化针对剩余的体积数据的各个设定的各上述 MPR 断面的位置。

[0049] 以下,依照附图说明本发明的第 1 实施方式。注意,在以下说明中,针对具有大致相同功能以及结构的结构要素附加同一符号,只在必要时进行重复说明。

[0050] 图 1 表示与本实施方式有关的超声波诊断装置 1 的结构框图。如图 1 所示,本超声波诊断装置 11 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、图像生成单元 25、图像存储器 26、图像合成单元 27、控制处理器 (CPU) 28、内部存储单元 29、接口单元 30。以下,针对各个结构要素的功能进行说明。

[0051] 超声波探头 12 根据来自超声波发送接收单元 21 的驱动信号产生超声波,并具有将来自被检体的反射波转换为电信号的多个压电振子、设置在该压电振子上的匹配层、防止从该压电振子向后方传播超声波的背衬材料等。当从该超声波探头 12 向被检体 P 发送超声波时,该发送超声波在体内组织的声阻抗的不连续面上逐次反射,并作为回波信号由超声波探头 12 接收。该回波信号的振幅取决于在发生反射的不连续面上的声阻抗的差。另外,发送的超声波脉冲在移动中的血流或心脏壁等的表面被反射时的回波,通过多普勒效果根据移动体的超声波发送方向的速度分量接受频率偏移。

[0052] 注意,本超声波装置具备的超声波探头 12 能够对被检体的三维区域进行超声波扫描。因此,超声波探头 12 具有使振子沿着该排列方向的正交方向机械地摇动、对三维区域进行超声波扫描的结构,或使用以二维地排列的二维振动元件通过电控制对三维区域进行超声波扫描的结构等。在采用前者的结构时,由于通过摇动电路(摇动机构)来进行被检体的三维扫描,因此,检查者只需使探头本体接触被检体就可以自动地取得多个二维断层像。根据控制的摇动速度也可以检测断面间的准确距离。另外,在采用后者的结构时,原理上,可以以与以往的取得二维断层像相同的时间对三维区域进行超声波扫描。

[0053] 输入装置 13 与装置本体连接,具有用于将来自操作者的各种指示、条件、关心区域 (ROI) 的设定指示、各种图像质量条件设定指示等输入装置本体 11 的各种开关、按钮、轨迹球、鼠标、键盘等。例如,当操作者操作输入装置 13 的结束按钮或 FREEZE 按钮时,结束超

声波的发送接收,该超声波诊断装置成为暂时停止状态。另外,当操作者经由输入装置 13 来指示 MPR 断面的移动时,响应该指示而使 MPR 断面移动。另外,输入装置 13 具有用于在后述的 MPR 断面的优化中使 C1、C2、C3 的各断面移动的用户接口。

[0054] 监视器 14 根据来自图像生成单元 25 的视频信号,以规定形态显示生物体内的形态学的信息(通常的 B 模式图像)、血流信息(平均速度图像、方差图像、功率图像等)、宽广区域超声波图像、狭窄区域超声波图像、任意断面超声波图像等。

[0055] 超声波发送单元 21 具有未图示的触发发生电路、延迟电路以及脉冲发生电路等。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)反复产生用于形成发送超声波的额定脉冲。另外,在延迟电路中,对每个信道将超声波会集成束状并且确定发送指向性所需要的延迟时间被提供给各额定脉冲。触发发生电路以基于该额定脉冲的定时对探头 12 施加驱动脉冲。

[0056] 注意,超声波发送单元 21 为了依照控制处理器 28 的指示执行规定的扫描序列,具有能够瞬时变更发送频率、发送驱动电压等的功能。特别是关于发送驱动电压的变更,是通过能够瞬间地切换该值的线性放大型的发送电路或者电切换多个电源单元的机构来实现。

[0057] 超声波接收单元 22 具有未图示的放大电路、A/D 变换器、加法器等。在放大电路中针对每个信道对经由探头 12 取入的回波信号进行放大。在 A/D 变换器中提供对放大的回波信号确定接收指向性所需要的延迟时间,随后在加法器中进行相加处理。通过该相加强调了来自与接收指向性对应的方向的回波信号的反射分量,根据接收指向性和发送指向性形成超声波发送接收的综合性波束。

[0058] B 模式处理单元 23 从发送接收单元 21 中接收回波信号,实施对数放大,包络线检波处理等,生成用亮度的明暗来表现信号强度的数据。该数据被发送至图像生成单元 25,作为用亮度表示反射波的强度的 B 模式图像在监视器 14 中加以显示。

[0059] 多普勒处理单元 24 根据从发送接收单元 21 接收的回波信号对速度信息进行频率解析,提取基于多普勒效应的血流、组织或者造影剂回波分量,对多点取得平均速度、方差、功率等的血流信息。

[0060] 一般情况下,图像生成单元 25 将超声波扫描的扫描线信号列转换(扫描转换 scan convert)为由电视等代表的一般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。另外,图像生成单元 25 依照基于控制处理器 28 的控制,执行依照后述的 MPR 断面的优化功能的处理(MPR 断面的优化处理)。

[0061] 图像合成单元 27 将从图像生成单元 25 或者图像存储器 26 接收的图像与各种参数的文字信息或者尺度(scale)等一同合成,并作为视频信号输出至监视器 14。

[0062] 控制处理器 28 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本体的动作。控制处理器 28 从内部存储单元 29 读出用于实现后述的 MPR 断面的优化功能的专用程序和用于执行规定的扫描序列的控制程序,从而在自身具备的存储上展开,执行与各种处理有关的运算和控制等。

[0063] 内部存储单元 29 存储用于通过设定不同视角来收集多个个体数据的数据的扫描序列、用于实现后述的 MPR 断面的优化功能的专用程序、用于执行图像生成和显示处理的控制程序、诊断信息(患者 ID、医师的检查结果等)、诊断协议、发送接收条件、体部标记(body mark)生成程序的其它数据组。另外,根据需要,也被使用在图像存储器 26 中的图像

的存储等。内部存储单元 29 的数据也能够经由接口单元 30 向外部周边装置传送。

[0064] 接口单元 30 为与输入装置 13、网络、新的外部存储装置（未图示）有关的接口。通过该装置取得的超声波图像等的的数据或者解析结果等能够通过接口单元 30 经由网络传送至其它装置。

[0065] （MPR 断面的优化功能）

[0066] 接着，针对本超声波诊断装置具有的 MPR 断面的优化功能进行说明。本功能是例如在进行心脏三维追踪处理时，通过使在一个心跳以上的期间上的多个时相的体积数据中的在基准时相（例如初期时相）中设定的 MPR 断面能够在任意定时相对由分段处理取得的心壁的各段的位置进行调整，进行 MPR 断面的优化的功能。

[0067] 图 2 为表示依照本 MPR 断面的优化功能的处理（MPR 断面的优化处理）的流程的流程图。依照图 2，针对在本 MPR 断面的优化处理中执行的各步骤的内容进行说明。

[0068] （患者信息的输入、发送接收条件等的选择：步骤 S1）

[0069] 经由操作单元 33 执行患者信息的输入、发送接收条件（视角、焦点位置、发送电压等）、用于对包含被检体的心脏的三维区域在规定期间上进行超声波扫描的扫描序列等的选择（步骤 S1）。输入、选择的各信息、条件等被自动地存储在存储装置 29 中。

[0070] （在规定期间上的体积数据的收集：步骤 S2）

[0071] 接着，控制处理器 28 将包含被检体的心脏的三维区域作为被扫描区域，来执行实时三维超声波扫描（四维扫描）（步骤 S2）。具体来讲，对于例如与被检体有关的心脏的所期望的观察部位，将某时刻 t_i 作为基准（初期时相），使用二维阵列探头或者摇动探头，对包含心脏的三维区域进行超声波扫描。通过该四维超声波扫描，收集关于包含心脏的三维区域的时间序列（至少一次心跳的量）的回波信号。

[0072] 注意，本步骤 S2 的四维扫描一般情况是与 ECG 等生物体信号同步地执行。另外，在上述本步骤 S2 的说明中，将逐次反复执行实时三维超声波扫描的情况作为例子。与此相对，也可以将心脏分割为多个子体积（sub volume），与 ECG 等的生物体信号同步，并且对各子体积进行超声波扫描，从而取得关于各子体积的与各种心时相对应的数据，通过事后对此进行合成取得每个时相的全体数据（fullvolume data）。

[0073] 在步骤 S2 中取得的各回波信号逐次经由超声波接收单元 22 而被发送至 B 模式处理单元 23。B 模式处理单元 23 执行对数放大处理以及包络线检波处理等，并生成用亮度表现信号强度的图像数据。

[0074] （时间序列体积数据的生成：步骤 S3）

[0075] 图像生成单元 25 针对生成的关于包含心脏的三维区域的时间序列的图像数据，通过执行从实际的空间坐标系（即、定义多个扫描断面图像数据的坐标系）向体积数据空间坐标系的坐标转换并进行插补处理，来重建时间序列的多个体积数据（步骤 S3）。

[0076] （MPR 图像的生成和显示：步骤 S4）

[0077] 控制处理器 28 使用规定的断面自动检测方法，将 A 断面、B 断面、C1、C2、C3 断面自动设定成与在心脏检查中的基准断面对应。作为断面自动检测方法，例如可以使用基于在心脏检查中的基准断面的图像图案识别和图案匹配的方法或者“IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, vol. 2, pp1559-1565”等中记载的方法。图像生成单元 25 使用体积数据，生成与在步骤 S4 中所检测出的 A 断面、B 断面、C1、C2、C3

断面分别对应的 MPR 图像。生成的 MPR 图像在监视器 14 中以例如图 3 所示的形态进行显示（步骤 S4）。用户可以一边观察显示出的各 MPR 图像，一边判断 A 断面、B 断面、C1、C2、C3 断面各自是否与基准断面一致。

[0078] 注意，所谓在心脏检查中的基准断面是符合所期望的规格或者基准的断面，例如通过心内腔中心轴的长轴断面（长轴四腔断面（4chView）、长轴二腔断面（2chView）、长轴三腔断面（3chView）等）、与该长轴断面正交的短轴断面（SAXA、SAXM、SAXB）以及由这些断面规定的位置关系来定义的断面。另外，假设 A 断面、B 断面、C1 断面、C2 断面、C3 断面的位置是在与各时相对应的体积数据中设定的。

[0079] （MPR 断面的调整：步骤 S5）

[0080] 接着，控制处理器 28 响应从输入装置 13 输入的指示，调整 MPR 断面的位置，以使得 MPR 断面与基准断面一致（步骤 S5）。即、用户一边观察使用与规定时相（例如扩张末期时相）对应的体积数据生成的体积绘制（volume rendering）图像、MPR 图像，一边经由输入装置 13 输入各 MPR 断面的变更位置，以使得例如 A 断面、B 断面、C1、C2、C3 断面分别成为作为基准断面的 4chView、2chView、SAXA、SAXM、SAXB。控制中央器处理器 28 使各 MPR 断面移动至从输入装置 13 输入的变更位置。而且，图像生成单元 25 生成与移动后的多个 MPR 断面对应的多个 MPR 图像。生成的各 MPR 图像在监视器 14 中以规定的形态进行显示。

[0081] （在 MPR 基准断面中的初期轮廓的设定：步骤 S6）

[0082] 接着，控制处理器 28 响应从输入装置 13 输入的指示，在基准断面（现在的 4chView 以及 2chView）上设定内膜面的初期轮廓。在该初期设定中，只要使用例如 ACT 法等，就能够对一个断面实现 3 点输入。但是，不仅限于此，也可以针对每个局部详细地输入。

[0083] （三维内膜面的检测：步骤 S7）

[0084] 接着，控制处理器 28 将在步骤 S6 中设定的初期轮廓作为基准来提取三维内膜面。提取算法没有特别限定，可以是任意的的方法。

[0085] （追踪点的确定、分段：步骤 S8）

[0086] 接着，控制处理器 28 对检测出的三维内膜面进行段分割和追踪点的配置（步骤 S8）。

[0087] 即、首先，控制处理器 28 计算心基部的内膜轮廓（瓣环部轮廓）的面积重心，将此定义为左室中心轴。注意，这种左室中心轴的定义只是一个例子。作为其它例子，也可以例如将心基部的 4chView 和 2chView 的交点定义为左室中心轴。接着，控制处理器 28 计算离心基部的中心最远的心内膜位置，并定义为心尖位置。接着，控制处理器 28 计算连结心基部的中心与心尖位置的线，并定义为中心轴。此外，控制处理器 28 将 4chView 的心基部位设置为 ASE16 段的 Septal（中隔）和 Lateral（横向）的中心位置，通过以该中心位置为基准绕左室中心轴以等角度分割各段，定义三维内膜面的所有段。另外，控制处理器 28 可以通过以心尖位置为中心朝心基部等间隔地配置点来对三维内膜面配置三维的追踪点。

[0088] 注意，分段也可以以 17 段等别的分配容易地应对。在该时刻可以定义段的定义位置与在 MPR 的 A 断面、B 断面所显示的 4chView、chView 的位置关系。

[0089] （三维追踪处理以及各种解析：步骤 S9）

[0090] 接着，控制处理器 28 使用设定的追踪点，通过以时间序列且三维地追踪三维图像的散斑图案来计算移动向量，使用移动向量来移动在初期时相的追踪点，并检测内膜（或者也同时检测外膜）的三维的运动。另外，控制处理器 28 使用各帧的轮廓数据等，对变位

或者应变等各种定量性的参数进行解析。

[0091] 注意,由于各追踪点是要追踪心肌的内膜面(外膜面)的三维的活动,因此各段也以此为基准进行变形。一般,针对每个心周期反复在扩张末期成为最大、在收缩末期成为最小的变形。由此,先前定义的MPR断面进而通过该变形而改变相对于显示的段的位置。

[0092] (MPR断面位置的优化:步骤S10)

[0093] 在进行本步骤S10的优化之前的阶段,例如图3A、B所示那样,A断面以及B断面的位置有时没有通过心尖位置。另外,在初期设定中设定初期轮廓,将B断面调整到与A断面正交的位置,但此时成为段边界位置附近。

[0094] 而且,一般,心脏在心周期之间产生被称作缩短(shortening)的在长轴方向上的伸缩。因此,段分割出的3个等级(Apical、Mid、Base)也发生变化,例如图4A所示那样在初期时相(扩张末期)设定的C1断面、C2断面、C3断面的各断面的位置有时如图4B那样在收缩末期从对应的各段发生偏离。

[0095] 因此,控制处理器28响应从输入装置13输入的指示,或以规定的定时自动地执行MPR断面位置的优化处理(步骤S10)。

[0096] 图5为表示MPR断面位置的优化处理的流程的图。首先,控制处理器28在通过心基部点(2点)与心尖点(1点)合计3点的平面上,使A断面移动(步骤S10a)。该移动可以以从输入装置13输入指示的定时进行,也可以使用在步骤S8中计算的心基部点与心尖点,以规定的定时自动地进行。

[0097] 接着,控制处理器28在2chView的位置即在前壁与下壁的段的中心位置设定B断面(步骤S10b)。具体来讲,控制处理器28在相对A断面绕左室中心轴旋转 270° 的位置设定B断面。另外,根据需要,也能够3chView位置设定B'断面。在相关情况下,控制处理器28相对A断面绕左室中心轴旋转 60° 的位置设定B断面。通过这样的设定,例如图6所示那样,可以优化A断面、B断面(或B'断面)的位置,以使其分别通过对应的段,且在心尖点相交。

[0098] 注意,为了减少心尖位置的抖动的目的,A断面以及B断面的优化更期望提取各时相的心尖位置,并设定在方差成为最小的位置(移动中心)。

[0099] 另外,一般地,假定在心周期期间内心尖位置也发生移动。因此,在哪一个心时相执行在本步骤中的A断面以及B断面的优化,所取得的结果有微妙的不同。在本实施方式中,定义心尖位置的心时相没有限制,但是假设在扩张末期、收缩末期或扩张期50%时刻等进行A断面以及B断面的优化。但是,并不拘泥于该时相,也能够要在要显示解析结果的时相或者操作者选择的任意时相进行MPR断面的优化。作为这些情况的用户接口,可以考虑例如在ECG波形上,经由输入装置13选择所期望的时相的方式,或者,经由输入装置13选择例如“扩张末期、收缩末期、扩张期”等的所期望的期间,并在选择出的该期间的“50%时刻”这样的情况下输入数值的方式等。

[0100] 接着,控制处理器28在例如收缩末期的各等级的段中心位置上优化C1断面、C2断面、C3断面(步骤S10c)。具体来讲,控制处理器28在收缩末期时相的各等级(Apical、Mid、Base)中,计算各段的中心位置,使C1断面、C2断面、C3断面分别移动,以使其包含计算出的中心位置。而且,控制处理器28也对与剩余的时相对应的体积数据设定优化的A断面、B断面、C1断面、C2断面、C3断面的位置。

[0101] 注意,在各等级中包含各段的中心位置的面在详细地计算时不是平面,而是曲面。在将此作为平面来定义时,只要在各段的中心位置中选择 3 点,计算含有选择的三点的平面就可以。

[0102] 另外,在如上所述地在收缩末期中设定基于以下理由。即、在收缩末期发生 Base 位置超出段以外的情况。更加期望的是 C1 断面、C2 断面、C3 断面的各位置与心周期内的变化对应地动态移动,但是存在实现装置变得复杂的问题。因此,在本实施方式中,在心周期之间 C1、C2、C3 的各断面持续捕捉相同的段很重要,基于该观点将各断面位置设定在收缩末期的各等级的中心位置。通过这样的设定,C1、C2、C3 的各断面如图 7A、图 7B 所示,在扩张末期、收缩末期的任一个时相都可以持续捕捉相同的段。

[0103] 但是,采用收缩末期只是一个例子。作为其他例子,也可以设定为通过例如在扩张末期、与扩张期 50%对应的规定时相等中,将 C1、C2、C3 各断面再次设定在对应的各段等级的中心,来取得在心时相整体上的平衡。但是,并不拘泥于该时相,也可以在要显示解析结果的时相或者在操作者选择的任意时相进行 MPR 断面的优化。另外,也可以对于每个 C1、C2、C3 的各断面选择不同的时相,在该选择的各时相上调整 C1、C2、C3 的各断面的位置。

[0104] 在上述例子中,使 C1、C2、C3 的各断面在所期望的时相自动地移动,以使其包含各段的中心位置。但是,并不拘泥于该例子,例如,也可以通过经由输入装置 13 的拖放等手动操作,使 C1、C2、C3 的各断面移动到对应的各段内的任意位置。另外,也可以经由输入装置 13 输入例如“C1 断面的上方移动”、“C1 断面的下方移动”、“在设长轴方向的段的长度为 100%时,在从段的最下方位置向上方 30%的位置设定 C1 断面(即、基于相对于段的比率的设定)”等所期望的条件。控制处理器 28 根据输入的指示计算出应该移动的断面的位置,使 C1、C2、C3 的各断面移动,以使其通过计算出的位置。

[0105] 而且,在上述说明中,在步骤 S9 中的解析处理后执行本步骤的 MPR 断面的优化。但是,MPR 断面的优化的定时并不拘泥于此,例如可以是在步骤 S8 中的分段处理后,也可以在分段处理后以及解析处理后的 2 个阶段中实施。

[0106] (在各时相的解析结果的显示:步骤 S11)

[0107] 控制处理器 28 在与优化的各 MPR 断面对应的各 MPR 像中重叠地显示在各心时相的解析结果(步骤 S11)。

[0108] (变形例)

[0109] 在上述实施方式中表示了将 A 断面设为 4chView 的位置,将 B 断面设为 2chView 或 3chView 的位置,将 C1、C2、C3 的各断面设为 Apical、Mid、Base 的位置的情况的例子。但是,也可以通过 MPR 断面的显示方法,显示 4chView、2chView、3chView、Apical、Mid、Base 的所有的 MPR 图像,或显示 4chView、2chView、3chView、和 Apical、Mid、Base 中的某一个或者与 2 个 C 断面对应的 MPR 像。注意,在图 8 中例示了显示 4chView、2chView、3chView、Apical、Mid、Base 的所有的 MPR 图像的情况。

[0110] (效果)

[0111] 根据上所述的结构,可以取得以下效果。

[0112] 根据本超声波诊断装置,可以使用心脏的一个心周期以上的三维图像数据来进行三维追踪处理,在解析各种运动信息时,使用解析前的设定初期轮廓的各 MPR 断面来进行分段,将通过分段取得的各段的位置作为基准来再次调整各 MPR 断面的位置。因此,可以

简单且迅速地对各断面的位置进行优化,以使得例如对于 A 断面、B 断面包含在提取了在内膜面中的心尖位置,对于 C1、C2、C3 断面在段分割后的段位置处正确地匹配,并且在扩张末期、收缩末期的任一个时相都持续捕捉相同的段。

[0113] 另外,根据本超声波诊断装置,在观察三维追踪处理后的解析结果的 MPR 断面中,操作者不需要一边观看结果一边针对每一个断面调节 MPR 断面位置。其结果,因此,在将通过三维追踪处理取得的各种运动信息的解析结果与 MPR 像重叠地显示并加以观察时,可以在位置被优化的 MPR 像上迅速且简单地重叠地显示每个段的解析结果。

[0114] 注意,本发明不仅限于上述实施方式本身,还可以在实施阶段在不脱离其宗旨的范围对结构要素进行变形并具体化。作为具体的变形例,例如存在以下情况。

[0115] (1) 根据本实施方式的各功能也可以通过对工作站等的计算机安装执行该处理的程序,并将这些程序在存储器上展开而实现。此时,能够使计算机执行该方法的程序也能够被存储并分发到磁盘(软盘(注册商标)、硬盘等)、光盘(CD-ROM、DVD 等)、半导体存储器等存储介质。

[0116] (2) 在上述实施方式中,例示了进行左室的分段的情况。但是,并不拘泥于该例,对左室以外的三维追踪处理当然也有效。

[0117] (3) 在上述实施方式中,在使用了超声波诊断装置的心脏的三维追踪处理中,例示了应用 MPR 断面的优化的情况。但是,并不拘泥于使用了超声波诊断装置的心脏的三维追踪处理,例如在使用 X 射线计算机断层摄影装置、磁共振成像装置、X 射线诊断装置等的其它医用图像诊断装置来进行心脏的三维追踪处理的情况中,也能够应用本 MPR 断面的优化功能。

[0118] 另外,通过在上述实施方式中公开的多个结构要素的恰当组合,可以形成各种发明。例如,也可以从在实施方式中所示的全部结构要素中删除几个结构要素。而且,也可以恰当组合在不同实施方式中的结构要素。

[0119] 虽然这里描述了特定的实施方式,但是这些实施方式仅作为例子示出,不用于限定本发明的范围。实际上,此处表述的新颖方法和系统也可以体现为许多不同的其它形式,而且在不背离本发明的精神的情况下,可以对本发明的方法和系统作各种省略、替换和变更。随附的权利要求要求以及其等同物旨在覆盖落入本发明的范围和精神内的所有形式和变形。

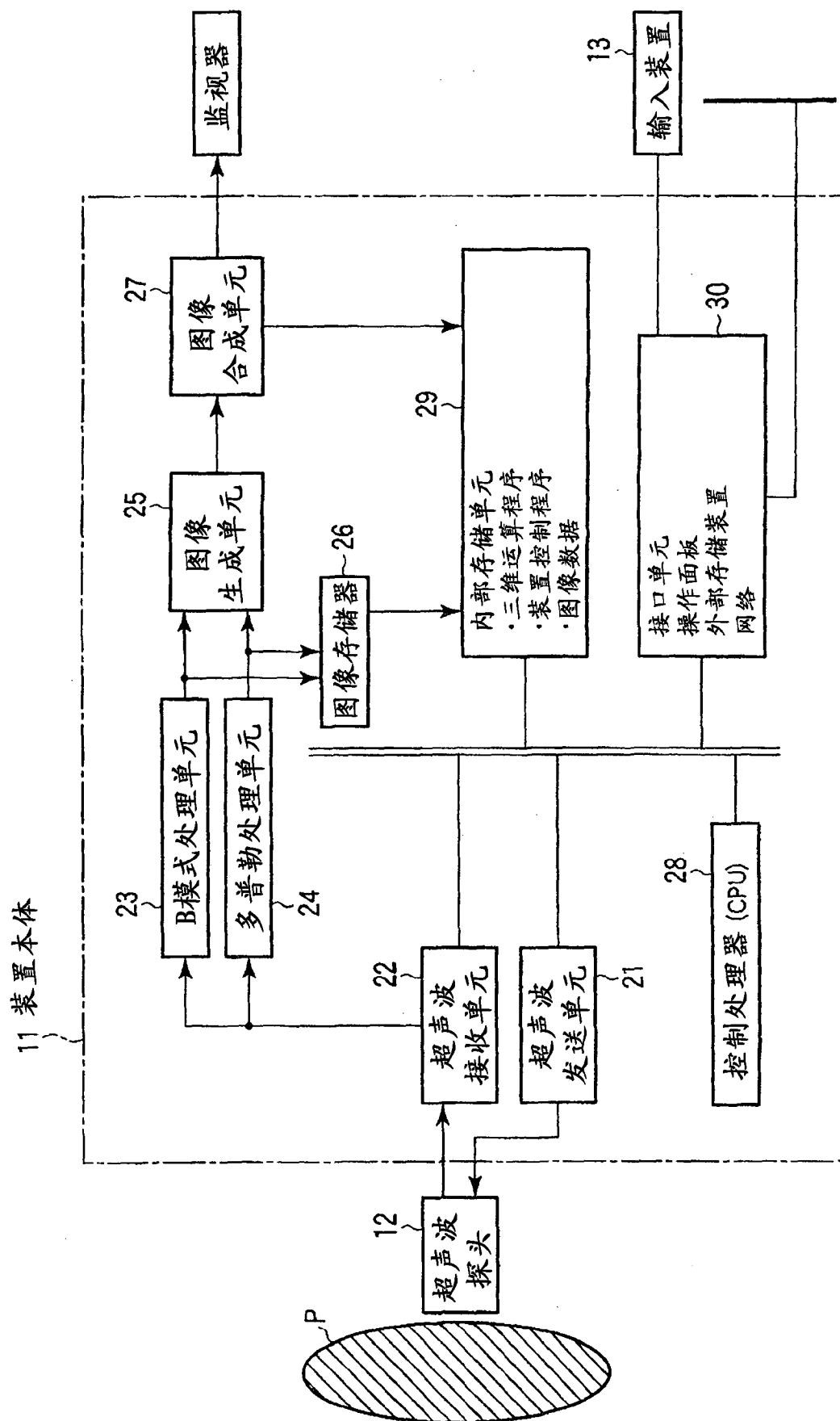


图 1

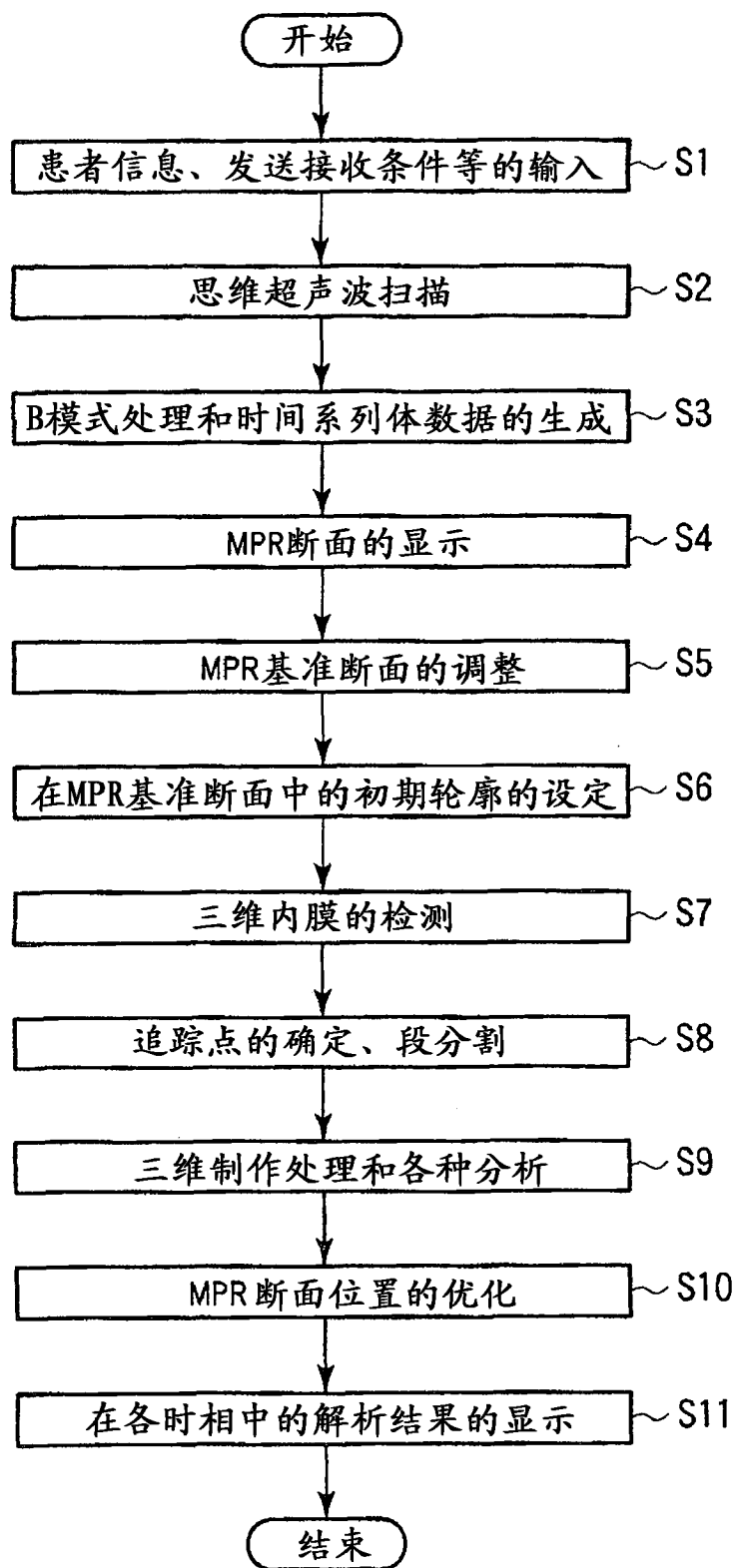


图 2

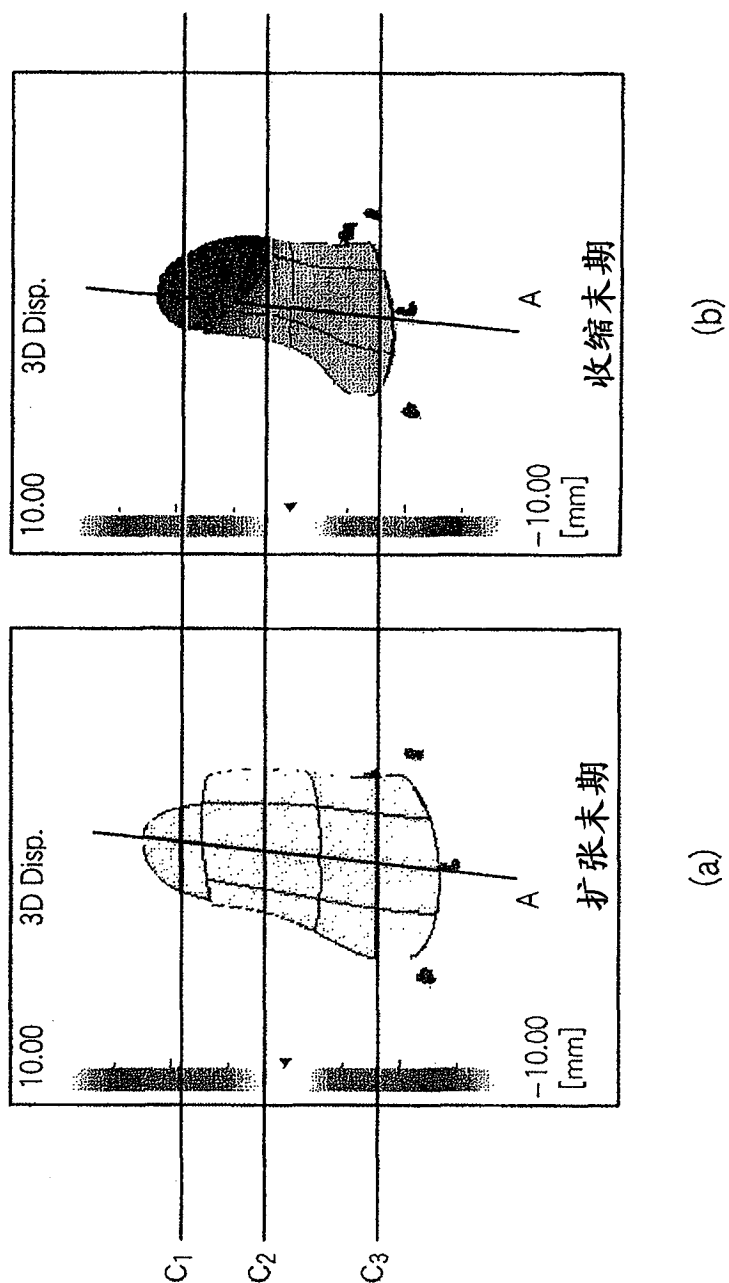


图 4

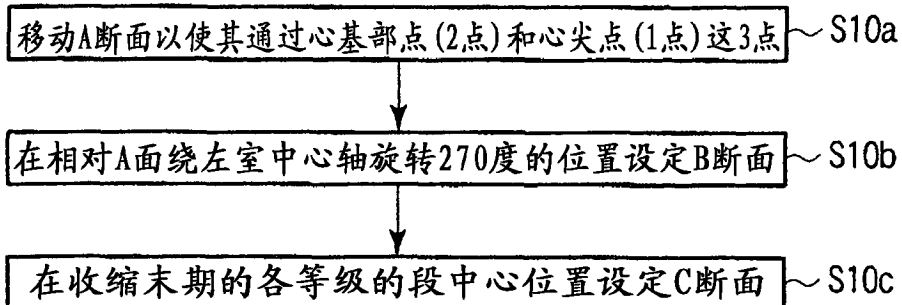


图 5

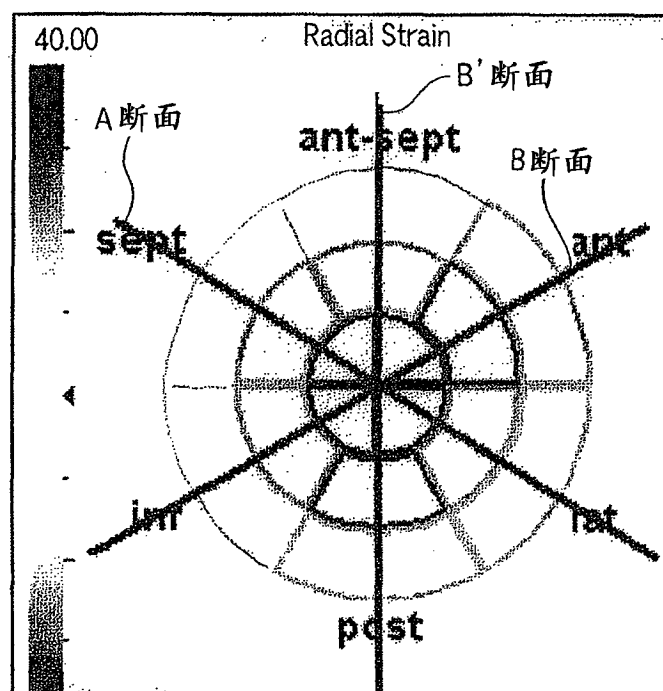


图 6

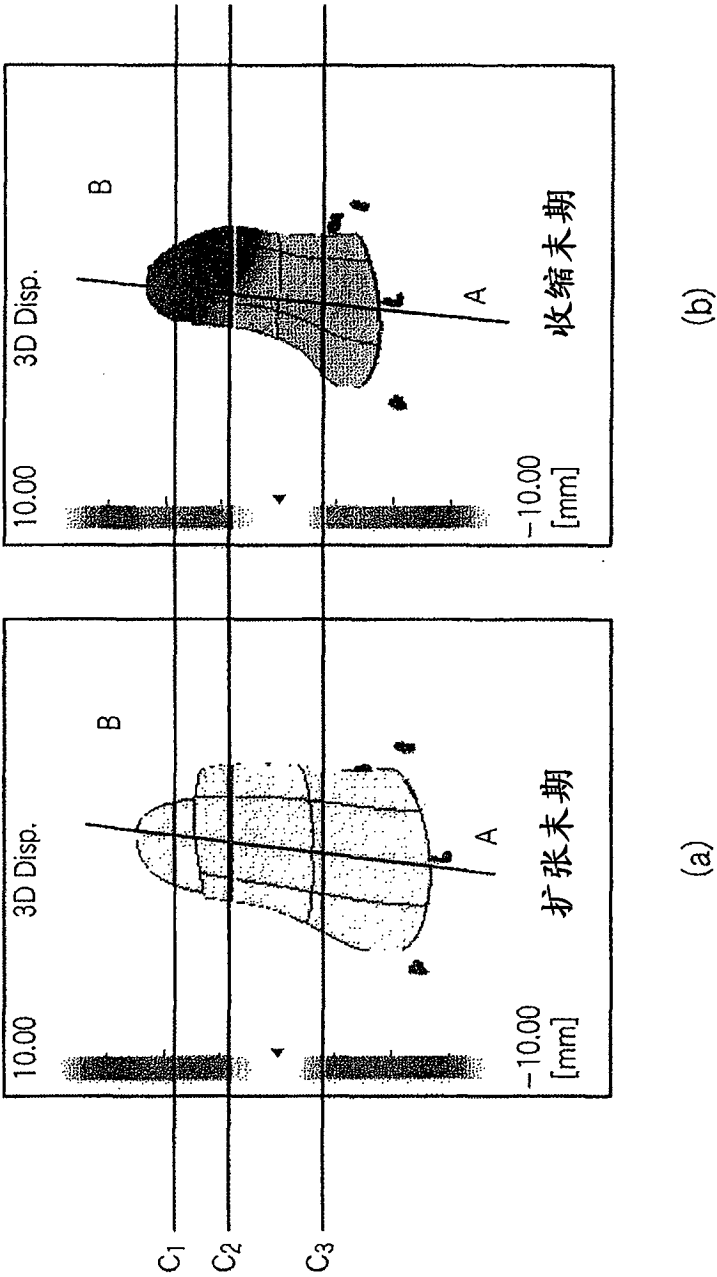


图 7

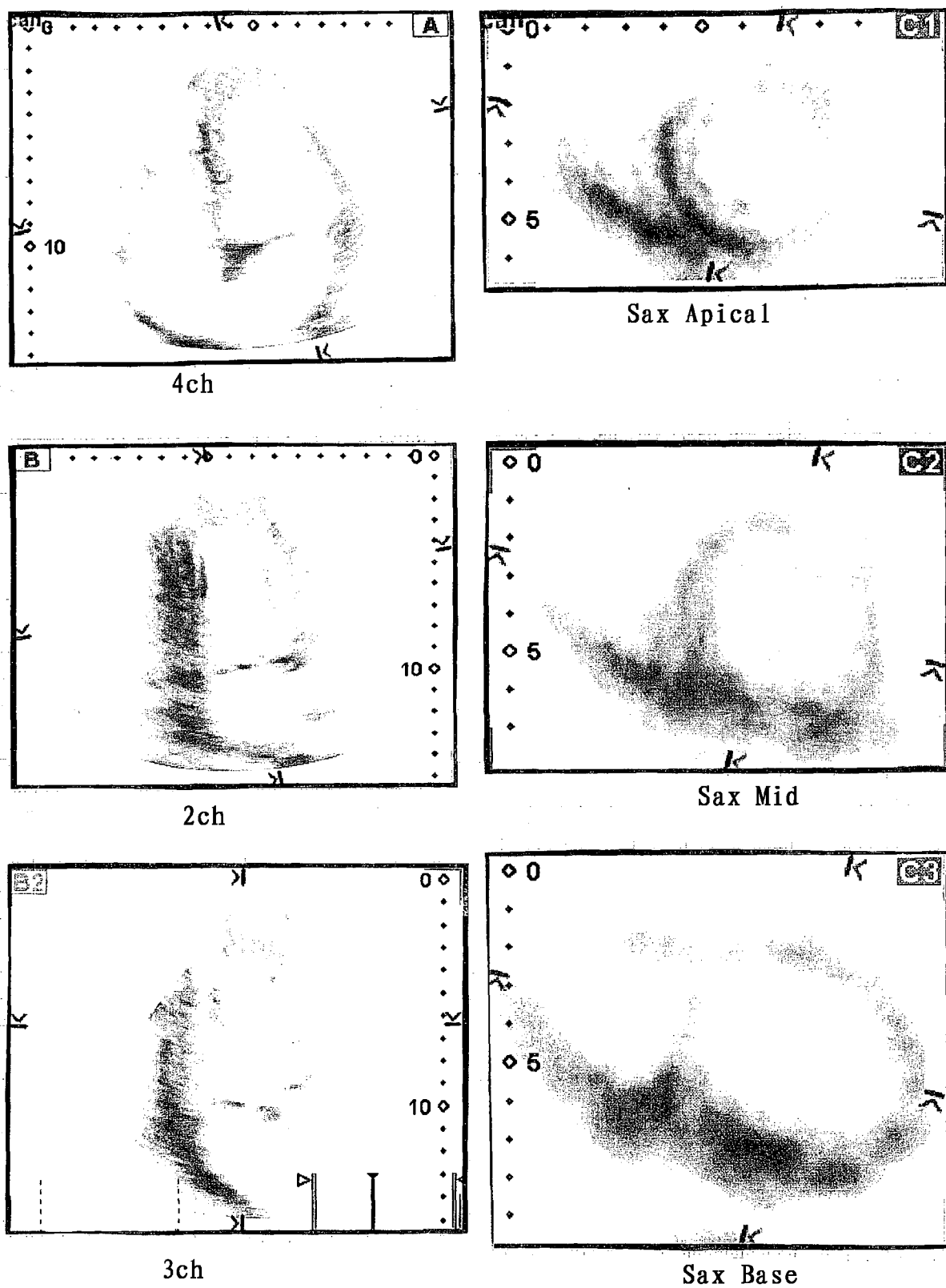


图 8

专利名称(译)	超声波诊断装置以及超声波图像处理装置		
公开(公告)号	CN102125443A	公开(公告)日	2011-07-20
申请号	CN201110005963.7	申请日	2011-01-13
[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	桥本新一		
发明人	桥本新一		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14 G01S15/89		
代理人(译)	王永刚		
优先权	2010005302 2010-01-13 JP 2010272520 2010-12-07 JP		
其他公开文献	CN102125443B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置以及超声波图像处理装置，对通过三维追踪等取得的解析结果与在MPR像上重叠显示的段同时显示和观察时，可以通过优化各MPR断面的位置，容易地理解各段与各MPR断面的位置关系。该超声波诊断装置包括：信号取得单元，在上述规定期间取得与上述三维区域有关的回波信号；体积数据生成单元，生成在上述规定期间的多个体积数据；设定单元，设定至少一个MPR断面的位置，并且设定与上述设定的至少一个MPR断面对应的MPR断面的位置；分段处理单元，将各上述体积数据中所包含的上述心脏的至少一部分分割为多个段；追踪处理单元，执行三维追踪处理；以及优化单元，优化各上述MPR断面的位置。

