



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101904754 B

(45) 授权公告日 2014. 06. 04

(21) 申请号 201010196474. X

CN 1636520 A, 2005. 07. 13, 全文.

(22) 申请日 2010. 06. 03

CN 101396288 A, 2009. 04. 01, 全文.

(30) 优先权数据

CN 101152096 A, 2008. 04. 02, 说明书第7页

134310/2009 2009. 06. 03 JP

第4段 - 第15页第3段、权利要求1.

(73) 专利权人 株式会社东芝

审查员 彭燕

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 桥本新一 大内启之 阿部康彦

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 徐冰冰 黄剑锋

(51) Int. Cl.

A61B 8/12 (2006. 01)

A61B 8/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1895176 A, 2007. 01. 17, 全文.

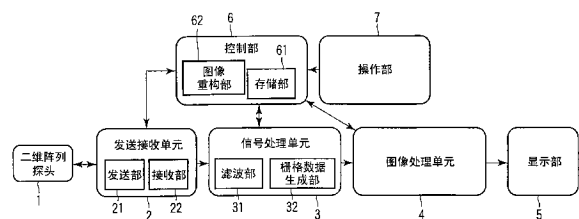
权利要求书5页 说明书9页 附图5页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法

(57) 摘要

本发明提供超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。超声波诊断装置具备：超声波探头；扫描部，反复进行经由所述超声波探头利用超声波对被检体内的三维区域进行扫描的三维扫描；图像数据生成部，根据所述扫描部的输出反复生成三维图像数据；截面确定部，与所述三维扫描并行地根据所述三维图像数据确定至少一个截面；图像产生部，根据所述三维图像数据产生与所述确定的截面有关的至少一个截面图像；以及显示部，显示所述产生的截面图像。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:
超声波探头;
存储部,存储基准图像;
扫描部,反复进行经由所述超声波探头利用超声波对被检体内的三维区域进行扫描的三维扫描;
图像数据生成部,根据所述扫描部的输出反复生成三维图像数据;
截面确定部,根据通过所述三维扫描取得的所述三维图像数据,通过与所述基准图像的图案匹配确定至少一个截面;
图像产生部,以所述确定的截面图像为基准图像,通过与该基准图像之间的相对位置关系决定其他视图的位置,根据所述三维图像数据产生所述决定的位置处的截面图像;以及
显示部,显示所述产生的截面图像。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述截面确定部确定横截心脏区域的多个截面。
3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述截面确定部确定与心脏的左心室的三腔部分对应的截面。
4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述图像产生部产生在负荷心超检查的协议中设定的时相的截面图像。
5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述截面确定部在负荷心超检查中根据在施加负荷之前的体静状态下生成的三维图像数据确定所述截面;
所述图像产生部,根据在所述负荷心超检查中施加负荷之后的负荷状态下生成的三维图像数据,产生与在所述体静状态下确定的截面有关的截面图像。
6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述截面确定部,根据在所述体静状态下的确定的心率时相生成的三维图像数据确定所述截面。
7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
根据在负荷心超检查中施加负荷之前的体静状态下生成的三维图像数据产生多个截面图像,所述截面确定部从所述多个截面图像中选择与预先付与的基准截面图像的相关系数最高的截面图像;
所述图像产生部,根据在所述负荷心超检查中施加负荷之后的负荷状态下生成的三维图像数据,产生与在所述体静状态下选择的所述截面图像对应的截面有关的截面图像。
8. 根据权利要求7所述超声波诊断装置,其特征在于,
所述截面确定部,从根据在所述体静状态下的确定的心率时相生成的三维图像数据产生的多个截面图像中,选择所述截面图像。
9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
根据在负荷心超检查中施加负荷之前的体静状态下生成的三维图像数据产生多个截面图像,所述截面确定部从所述多个截面图像选择与预先付与的第一基准截面图像近似的截面图像作为第二基准截面图像;

所述图像产生部,根据在所述负荷心超检查中施加负荷之后的负荷状态下生成的三维图像数据,产生与在所述体静状态下选择的所述第二基准截面图像对应的截面有关的多个截面图像,并从所述多个截面图像选择与所述第二基准截面图像近似的截面图像。

10. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述截面确定部,从根据所述体静状态下的确定的心率时相生成的三维图像数据产生的多个截面图像中,选择所述第二基准截面图像。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述显示部使表示与由所述图像产生部产生的截面图像有关的截面的标记与该截面图像的分度标明的示意图的方向一致并进行显示。

12. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

超声波探头;

扫描部,经由所述超声波探头利用超声波对被检体内的三维区域进行扫描;

图像数据生成部,根据所述扫描部的输出生成三维图像数据;

截面确定部,根据所述三维图像数据确定截面;

图像产生部,通过与所述确定的截面之间的相对位置关系并根据所述三维图像数据产生与该截面有关的截面图像;

显示部,显示所述产生的截面图像;以及

控制部,对所述扫描部、所述图像数据生成部、所述截面确定部、所述图像产生部以及显示部进行控制,以便在体静状态下根据所述三维图像数据确定所述截面,在所述体静状态之后的负荷状态反复进行所述三维扫描,反复生成所述三维图像数据,根据所述三维图像数据产生与在所述体静状态下确定的截面有关的截面图像,并进行显示。

13. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述截面确定部确定横截心脏区域的多个截面;

所述控制部对所述图像产生部进行控制,以产生摄像部位彼此不同的多个截面图像。

14. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述截面确定部确定与心脏的左心室的三腔部分对应的截面。

15. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述控制部对所述图像产生部进行控制,以产生在负荷心超检查的协议中设定的时相的截面图像。

16. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

根据在负荷心超检查中施加负荷之前的体静状态下生成的三维图像数据产生多个截面图像,所述截面确定部从所述多个截面图像中选择与预先付与的基准截面图像的相关系数最高的截面图像;

所述图像产生部,根据在所述负荷心超检查中施加负荷之后的负荷状态下生成的三维图像数据,产生与在所述体静状态下选择的所述截面图像对应的截面有关的截面图像。

17. 根据权利要求 16 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述截面确定部,从根据在所述体静状态下的确定的心率时相生成的三维图像数据产生的多个截面图像中,选择所述截面图像。

18. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述控制部对所述显示部进行控制,以使表示与由所述图像产生部产生的截面图像有关的截面的标记与该截面图像的分度标明的示意图的方向一致并进行显示。

19. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

超声波探头;

扫描部,经由所述超声波探头利用超声波对被检体内的三维区域进行扫描;

图像数据生成部,根据所述扫描部的输出生成三维图像数据;

图像产生部,通过与确定的截面之间的相对位置关系并根据所述三维图像数据产生截面图像;

显示部,显示所述产生的截面图像;以及

控制部,对所述扫描部、所述图像数据生成部、所述图像产生部以及显示部进行控制,以便在体静状态下从根据所述三维图像数据产生的多个截面图像中,选择基准截面图像,在所述体静状态之后的负荷状态反复进行所述三维扫描,反复生成所述三维图像数据,从根据所述三维图像数据产生的多个截面图像中,选择与在所述体静状态下选择的所述基准截面图像的相关系数最高的截面图像,并进行显示。

20. 根据权利要求 19 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

根据在所述体静状态下的确定的心率时相生成的三维图像数据产生多个截面图像,所述基准截面图像是从所述多个截面图像中被选择的。

21. 根据权利要求 20 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

从根据在所述负荷状态下的所述确定的心率时相生成的三维图像数据产生的多个截面图像中,选择所述截面图像。

22. 根据权利要求 19 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述多个截面图像与横截心脏区域的预先决定的多个截面对应。

23. 根据权利要求 19 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述多个截面是心脏的四腔、三腔以及二腔的某一个所存在的截面。

24. 一种图像处理装置,在超声波诊断装置中使用,所述超声波诊断装置具备超声波探头、存储基准图像的存储部和扫描部,所述扫描部反复进行经由所述超声波探头利用超声波对被检体内的三维区域进行扫描的三维扫描,所述图像处理装置的特征在于,具备:

图像数据生成部,根据所述扫描部的输出反复生成三维图像数据;

截面确定部,根据通过所述三维扫描取得的所述三维图像数据,通过与所述基准图像的模式匹配确定至少一个截面;

图像产生部,以所述确定的截面图像为基准图像,通过与该基准图像之间的相对位置关系决定其他视图的位置,根据所述三维图像数据产生所述决定的位置处的截面图像;以及

显示部,显示所述产生的截面图像。

25. 一种图像处理装置,在超声波诊断装置中使用,所述超声波诊断装置具备超声波探头和扫描部,所述扫描部经由所述超声波探头利用超声波对被检体内的三维区域进行扫描,所述图像处理装置的特征在于,具备:

图像数据生成部,根据所述扫描部的输出生成三维图像数据;

截面确定部,根据所述三维图像数据确定截面;

图像产生部,通过与所述确定的截面之间的相对位置关系并根据所述三维图像数据产生与该截面有关的截面图像;

显示部,显示所述产生的截面图像;以及

控制部,对所述扫描部、所述图像数据生成部、所述截面确定部、所述图像产生部以及显示部进行控制,以便在体静状态下根据所述三维图像数据确定所述截面,在所述体静状态之后的负荷状态反复进行所述三维扫描,反复生成所述三维图像数据,根据所述三维图像数据产生与在所述体静状态下确定的截面有关的截面图像,并进行显示。

26. 一种图像处理装置,在超声波诊断装置中使用,所述超声波诊断装置具备超声波探头和扫描部,所述扫描部经由所述超声波探头利用超声波对被检体内的三维区域进行扫描,所述图像处理装置的特征在于,具备:

图像数据生成部,根据所述扫描部的输出生成三维图像数据;

图像产生部,通过与确定的截面之间的相对位置关系并根据所述三维图像数据产生截面图像;

显示部,显示所述产生的截面图像;以及

控制部,对所述扫描部、所述图像数据生成部、所述图像产生部以及显示部进行控制,以便在体静状态下从根据所述三维图像数据产生的多个截面图像中,选择基准截面图像,在所述体静状态之后的负荷状态反复进行所述三维扫描,反复生成所述三维图像数据,从根据所述三维图像数据产生的多个截面图像中,选择与在所述体静状态下选择的所述基准截面图像的相关系数最高的截面图像,并进行显示。

27. 一种图像处理方法,在超声波诊断装置中使用,所述超声波诊断装置具备超声波探头、存储基准图像的存储部和扫描部,所述扫描部反复进行经由所述超声波探头利用超声波对被检体内的三维区域进行扫描的三维扫描,所述图像处理方法的特征在于,包括以下步骤:

根据所述扫描部的输出反复生成三维图像数据;

根据通过所述三维扫描取得的所述三维图像数据,通过与所述基准图像的图案匹配确定至少一个截面;

以所述确定的截面图像为基准图像,通过与该基准图像之间的相对位置关系决定其他视图的位置,根据所述三维图像数据产生所述决定的位置处的截面图像;

显示所述产生的截面图像。

28. 一种图像处理方法,在超声波诊断装置中使用,所述超声波诊断装置具备超声波探头和扫描部,所述扫描部经由所述超声波探头利用超声波对被检体内的三维区域进行扫描,所述图像处理方法的特征在于,包括以下步骤:

根据所述扫描部的输出生成三维图像数据;

根据所述三维图像数据确定截面;

通过与所述确定的截面之间的相对位置关系并根据所述三维图像数据产生与该截面有关的截面图像;

显示所述产生的截面图像;

执行体静状态,在该体静状态中,根据所述三维图像数据确定所述截面;

在所述体静状态之后执行负荷状态,在该负荷状态中,反复进行所述三维扫描,反复生

成所述三维图像数据,根据所述三维图像数据产生与在所述体静状态下确定的截面有关的截面图像,并进行显示。

29. 一种图像处理方法,在超声波诊断装置中使用,所述超声波诊断装置具备超声波探头和扫描部,所述扫描部经由所述超声波探头利用超声波对被检体内的三维区域进行扫描,所述图像处理方法的特征在于,包括以下步骤:

根据所述扫描部的输出生成三维图像数据;

通过与确定的截面之间的相对位置关系并根据所述三维图像数据产生截面图像;

显示所述产生的截面图像;

执行体静状态,在该体静状态中,从根据所述三维图像数据产生的多个截面图像中,选择基准截面图像;

在所述体静状态之后执行负荷状态,在该负荷状态中,反复进行所述三维扫描,反复生成所述三维图像数据,从根据所述三维图像数据产生的多个截面图像中,选择与在所述体静状态下选择的所述基准截面图像的相关系数最高的截面图像,并进行显示。

超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法

[0001] 本申请基于 2009 年 6 月 3 日提出申请的在先日本专利申请 No. 2009-134310 提出申请并要求享受优先权,该在先申请的所有内容都通过引用包含在本申请中。

[0002] 技术领域

[0003] 本发明主要涉及超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。

[0004] 背景技术

[0005] 公知有使照射至被检体的超声波进行三维扫描从而实时地显示三维图像的超声波诊断装置。超声波诊断装置通过使超声波束进行三维扫描而收集被检体的三维超声波图像并图像化。能够通过从收集到的三维图像数据进行运算处理来重构来自作为对象的解剖学部位的任意摄像部位(视图, view)的截面图像。

[0006] 超声波诊断装置用于非侵害地对被检体内的解剖学部位进行检查。超声波诊断装置能够适当地利用于特别是用于对心脏的功能进行检查的负荷心超(stress echo)检查。在负荷心超检查中,首先,在被检者处于平常的状态、即施加负荷之前的状态(称为体静状态(rest phase))下,根据预定的协议(protocol)收集心脏的多个视图的超声波图像。其次,在对被检者的心脏施加运动负荷或药物负荷而使心率上升的状态、即对心脏施加负荷的状态(称为负荷状态(post phase))下,根据预定的协议再次收集心脏的多个视图的超声波图像。通过对在不同的状态下取得的图像进行比较观察,能够对缺血部位的有无或者心脏功能的下降等进行评价。

[0007] 然而,在负荷心超检查中,为了观察心脏,需要来自多个视图的图像,需要迅速地收集数据。并且,由于在检查过程中对被检者的心脏施加有负荷,因此为了使对被检者造成的负担为最小限度需要迅速地进行检查。

[0008] 在现有的技术中,检查者(操作者)首先在体静状态下收集多个视图的图像。其次,检查者对被检者的心脏施加负荷而制作出负荷状态,并在该负荷状态下收集与体静状态相同视图的图像。

[0009] 但是,在这种程序中,必须在使心率上升后的状态下,在心率下降之前收集与体静状态相同视图的图像。因此,对检查者来说,手法高超地显示上述期望的视图的作业并不容易,需要对设备操作很熟练。不熟练的检查者检查耗费时间、作业效率下降。进而每天能够实施的检查数量大幅减少。

[0010] 发明内容

[0011] 本发明的一个方面提供一种超声波诊断装置,该超声波诊断装置具备:超声波探头;存储部,存储基准图像;扫描部,反复进行经由上述超声波探头利用超声波对被检体内的三维区域进行扫描的三维扫描;图像数据生成部,根据上述扫描部的输出反复生成三维图像数据;截面确定部,根据通过上述三维扫描取得的上述三维图像数据,通过与上述基准图像的图案匹配确定至少一个截面;图像产生部,以上述确定的截面图像为基准图像,通过与该基准图像之间的相对位置关系决定其他视图的位置,根据上述三维图像数据产生上述决定的位置处的截面图像;以及显示部,显示上述产生的截面图像。

[0012] 附图说明

[0013] 图 1 是示出第一实施方式所涉及的三维超声波诊断装置的功能框图。

[0014] 图 2 是用于说明第一实施方式的动作的流程图。

[0015] 图 3A、图 3B、图 3C、图 3D、图 3E 以及图 3F 是示出在第一实施方式中在不同的状态下检测到的各个视图的图像例的图。

[0016] 图 4 是用于说明第三实施方式的动作的流程图。

[0017] 图 5 是用于说明第四实施方式的动作的流程图。

[0018] 图 6A、图 6B、图 6C、图 6D、图 6E、图 6F、图 6G 以及图 6H 是用于说明第五实施方式的图。

[0019] 具体实施方式

[0020] 以下对多个实施方式进行说明。以下,作为被检体内的解剖学部位的一例举出心脏,对针对心脏的负荷心超检查进行说明。

[0021] (第一实施方式)

[0022] 图 1 是示出第一实施方式所涉及的三维超声波诊断装置 (three-dimensional ultrasonic diagnostics apparatus) 的功能框图。在图 1 中,标号 1 是二维阵列探头。该二维阵列探头 1 具有配置成矩阵状的超声波振子。该二维阵列探头 1 三维地扫描并发送超声波,并作为回波 (echo) 信号接收三维数据。

[0023] 二维阵列探头 1 与发送接收单元 2 连接。发送接收单元 2 具有发送部 21 和接收部 22。发送部 21 对二维阵列探头 1 供给电信号而使二维阵列探头 1 产生超声波。接收部 22 接收来自二维阵列探头 1 的回波信号。即,发送接收单元 2 经由二维阵列探头 1 利用超声波反复扫描包含被检体内的解剖学部位的关心区域的三维区域。

[0024] 发送部 21 例如具有时钟产生电路、发送延迟电路以及脉冲发生器电路等(均未图示)。时钟产生电路决定超声波信号的发送时刻和发送频率。发送延迟电路使发送的超声波延迟,由此实施发送聚焦。脉冲发生器电路内置有多达与各个超声波振子对应的单独路径(通道,channel)的数量的量的脉冲发生器。脉冲发生器电路在迟延后的发送时刻产生驱动脉冲。该驱动脉冲被供给到二维阵列探头 1 的各个超声波振子。

[0025] 接收部 22 具有前置放大电路、A/D 转换电路以及接收延迟·加法电路等。前置放大电路根据各个接收通道对从二维阵列探头 1 的各个超声波振子输出的回波信号进行放大。A/D 转换电路对放大后的回波信号进行 A/D 转换。接收延迟·加法电路对 A/D 转换后的回波信号赋予决定接收指向性所需的延迟时间,并对延迟后的回波信号进行加法运算。

[0026] 发送接收单元 2 与信号处理单元 3 连接。信号处理单元 3 进行回波的振幅信息的影像化,并从回波信号生成 B 型超声波栅格数据 (raster data)。信号处理单元 3 具有滤波部 31 和栅格数据生成部 32。滤波部 31 对从发送接收单元 2 送来的信号进行带通滤波 (band-pass filter) 处理。栅格数据生成部 32 根据从滤波部 31 输出的信号生成 B 型超声波栅格数据。

[0027] 信号处理单元 3 与图像处理单元 4 连接。图像处理单元 4 根据从信号处理单元 3 输出的信号处理后的数据 (B 型超声波栅格数据) 生成体素数据 (voxel data)。并且,图像处理单元 4 对该体素数据进行体绘制 (volume rendering) 而生成三维图像数据。进一步,图像处理单元 4 从三维图像数据重构被检体的任意截面的 MPR (多层面重建, Multi Plane Reconstruction) 图像。

[0028] 即、在反复进行基于发送接收单元 2 的超声波的三维扫描的各个扫描期间内,信号处理单元 3 和图像处理单元 4 根据信号处理单元 3 的输出(B 型超声波栅格数据)反复生成三维图像数据。

[0029] 图像处理单元 4 与显示部 5 连接。显示部 5 例如是 CRT(阴极射线管,Cathode Ray Tube)显示器或者液晶显示器等,该显示部 5 显示从图像处理单元 4 输出的三维图像数据和 MPR 图像等。

[0030] 总之,利用二维阵列探头 1、发送接收单元 2、信号处理单元 3 以及图像处理单元 4 生成与被检体内的心脏有关的三维图像数据。在该实施方式中,在负荷心超检查中,在休静状态(rest phase)和负荷状态(post phase)的各个状态下分别生成三维图像数据。

[0031] 在图 1 中,标号 6 表示控制部。控制部 6 具有存储部 61 和图像重构部 62。存储部 61 是 ROM(只读存储器,Read Only Memory)或者 RAM(随机存取存储器,Random Access Memory)等存储装置,该存储部 61 存储各种控制程序等。控制部 6 所具备的 CPU(未图示)对控制程序中所记载的命令进行处理,由此对发送接收单元 2、信号处理单元 3 以及图像处理单元 4 等进行控制。并且,存储部 61 存储负荷心超检查中的在不同的状态下取得的图像数据。进一步,存储部 61 预先作为基准图像(样本图像)存储在负荷心超检查中收集的视图的图像(MPR 图像)中的作为基准的视图的图像。在第一实施方式中以四腔图像即心脏四腔切面(four chamber view)的图像图案作为基准。

[0032] 在反复进行基于发送接收单元 2 的超声波的三维扫描的各个扫描期间内,图像重构部 62 从三维图像数据重构与横截心脏区域的截面有关的截面图像(MPR 图像)。或者,图像重构部 62 在每个心率周期从三维图像数据重构与横截心脏区域的截面有关的截面图像(MPR 图像)。心率周期能够利用 ECG(心电图,Electro Cardio Gram)取得。

[0033] 即,图像重构部 62 例如在每个扫描期间、或者每个心率周期内从三维图像数据重构在检查协议中设定的截面的 MPR 图像。并且,图像重构部 62 从上述重构的 MPR 图像进一步重构其他的截面的 MPR 图像、或者同时重构多个 MPR 图像。详细功能在后面叙述。

[0034] 控制部 6 与操作部 7 连接。操作部 7 用于进行各种设定信息的输入等。利用操作部 7 输入的信息或命令被赋予控制部 6。控制部 6 根据这些输入信息或命令执行处理。

[0035] 控制部 6 分别在负荷心超工作流程中的休静状态和负荷状态中,对二维阵列探头 1、发送接收单元 2、信号处理单元 3、图像处理单元 4 以及图像重构部 62 进行控制。在该实施方式中,控制部 6 确定横截心脏区域的多个截面图像。并且,如果控制部 6 在休静状态中从三维图像数据确定心脏的确定截面,则在随后的负荷状态中反复进行超声波的三维扫描、生成三维图像数据的作业、以及从三维图像数据生成与在休静状态下确定的截面有关的截面图像的作业。

[0036] 或者,如果控制部 6 在休静状态下从三维图像数据确定作为基准的截面图像,则在随后的负荷状态中反复进行超声波的三维扫描、生成三维图像数据的作业、从该三维图像数据生成多个截面图像的作业、以及根据在休静状态下确定的截面图像从该多个截面图像选择图像的作业。

[0037] 图 2 是示出负荷心超工作流程的一例的图。在图 2 中,在步骤 200 中开始进行负荷心超检查,在步骤 201 中开始进行休静状态下的图像的检测处理。在该步骤中取得未对被检者的心脏施加负荷的状态下的图像。

[0038] 在步骤 201 中,开始进行休静状态下的程序。在该步骤中,检查者使二维阵列探头 1 与被检者接触,并对二维阵列探头 1 进行定位,以使心脏的关心区域(左心室)整体都进入扫描区域。通过检查者的操作,发送接收单元 2 的发送部 21 对二维阵列探头 1 供给电信号而使二维阵列探头 1 产生超声波,从而对被检体放射超声波。由被检体反射的回波信号被二维阵列探头 1 捕捉,并由接收部 22 接收。得到的接收信号从发送接收单元 2 赋予信号处理单元 3,并利用滤波部 31 实施带通滤波处理。滤波部 31 的输出赋予栅格数据生成部 32。栅格数据生成部 32 生成 B 型超声波栅格数据。

[0039] 图像处理单元 4 根据从信号处理单元 3 输出的 B 型超声波栅格数据生成作为三维图像的体绘制图像或者 MPR 图像。这样收集心脏的关心区域(左心室)的三维图像数据。

[0040] 跨越心脏的一个心周期以上的期间收集三维图像数据。图像处理单元 4 在每个超声波扫描周期从三维图像数据重构需要的视图的 MPR 图像。重构的 MPR 图像在显示部 5 显示。

[0041] 在随后的步骤 202 中,控制部 6 从收集到的三维图像数据检测作为基准的 MPR 图像、即作为基准的视图的截面图像。在第一实施方式中,以心脏四腔切面的图像充当作为基准的 MPR 图像。这种处理也称为自动检测。以下对自动检测处理的一例进行说明。

[0042] 控制部 6 从多个 MPR 图像提取出比较容易识别的左心室心壁环部和心脏僧帽瓣环部分。进而,控制部 6 在左心室内腔内定位距离瓣环部最远的远点,进一步,以连结该远点和僧帽瓣环的中心部的直线充当左心室中心轴。

[0043] 其次,控制部 6 使视图围绕该左心室中心轴旋转,并生成截面不同的多个 MPR 图像。控制部 6 对在该过程中得到的多个 MPR 图像和存储于存储部 61 的基准图像(心脏四腔切面的图像)进行比较,进行图像匹配(patternmatching)处理。进而,控制部 6 将最接近作为基准图像的心脏四腔切面的 MPR 图像提取出来充当作为基准的心脏四腔切面图像。

[0044] 其次,控制部 6 以通过上述方式提取出来的心脏四腔切面作为基点,进一步使 MPR 图像围绕左心室中心轴旋转,将从心脏四腔切面分别旋转 60 度、270 度后的位置的 MPR 图像决定为心脏二腔切面(二腔图像)、心脏三腔切面(三腔图像)。进一步,控制部 6 将心尖部和瓣环部之间三等分并提取出与左心室中心轴正交的短轴图像(SAX)。即,控制部 6 以位于分割后的各部分的中央的短轴图像决定 Apical(顶部)、Mid(中间部)、Base(下部)的各截面。图 3A、图 3B 以及图 3C 示出以上述方式得到的心脏四腔切面、心脏二腔切面、心脏三腔切面的各个图像。图 3D、图 3E 以及图 3F 示出 Apical、Mid、Base 的各个截面图像。当然,也可以分别检索并显示各个截面。

[0045] 在负荷心超的协议中有时使用图 3 所示的视图以外的视图,但是,其他的视图也能够基本上以同样的方式提取出来,因此在第一实施方式中利用图 3 所示的视图进行说明。

[0046] 步骤 202 中的图像的自动检测过程在超声波的每个扫描期间内反复执行。即,在各个扫描期间内,实时地反复执行提取作为基准的 MPR 图像的作业和根据该基准图像提取其他的视图的 MPR 图像的作业。其次,控制部 6 在步骤 203 中在显示部 5 实时地显示重构后的各个视图的图像。

[0047] 心脏以心周期动作,心脏的形状根据心周期内的各个时相而不同。因此,也可以在各个心周期内提取(检测)MPR 图像。在该情况下,MPR 图像针对各个帧(frame)而被更新,

MPR 位置针对各个心周期而被更新。另外,选择心周期的哪个时相在后面叙述。

[0048] 其次,在步骤 204 中开始进行负荷状态下的图像的检测处理。另外,在休静状态下取得的三维图像数据或重构的 MPR 图像数据等在到达步骤 204 之前被存储于存储部 61。

[0049] 在步骤 204 中,通过运动或者药物等对被检者的心在施加负荷,取得使心率上升后的状态下的图像。在步骤 204 中,与步骤 201 同样,检查者使二维阵列探头 1 与被检者接触,并对二维阵列探头 1 进行定位,以使心脏的关心区域(左心室)整体都进入扫描区域。通过检查者的操作,从二维阵列探头 1 产生超声波,来自被检体的回波由二维阵列探头 1 接收。根据该接收到的回波信号生成三维图像数据。

[0050] 在随后的步骤 205 中,控制部 6 从收集到的三维图像数据重构作为基准的 MPR 图像、即作为基准的视图的截面图像。在第一实施方式中检测心脏四腔切面的图像。在步骤 205 中也与步骤 202 同样,通过与存储于存储部 61 的基准图像(心脏四腔切面的图像)进行图案匹配而提取出与基准图像最类似的 MPR 图像充当基准图像。并且,控制部 6 将从该基准图像旋转 60 度后的位置的 MPR 图像决定为心脏二腔切面。并且,控制部 6 将从该基准图像旋转 270 度后的位置的 MPR 图像决定为心脏三腔切面。进一步,控制部 6 作为与左心室中心轴正交的短轴图像(SAX)也决定 Apical(顶部)、Mid(中间部)、Base(下部)的各个截面。

[0051] 利用以上的过程重构如图 3A、图 3B 以及图 3C 所示的心脏四腔切面的图像、如图 3D、图 3E 以及图 3F 所示的 Apical、Mid、Base 的各个截面图像。控制部 6 在步骤 206 中在显示部 5 实时地显示重构后的各个视图的图像。并且,控制部 6 将在负荷状态下取得的三维图像数据和重构的 MPR 图像数据等存储于存储部 61。

[0052] 在随后的步骤 207 中,控制部 6 在显示部 5 并排显示存储于存储部 61 的休静状态、负荷状态的各个图像。在步骤 208 中,控制部 6 对这些图像进行比较并对二者的一致程度进行评价。

[0053] 在第一实施方式中,在超声波诊断装置中,设有从自三维图像数据得到的 MPR 图像中检测作为基准的心脏四腔切面的功能。即,通过图像匹配提取出与预先存储的基准图像最类似的 MPR 图像充当作为基准的心脏四腔切面的图像。进而,以作为基准的心脏四腔切面的图像数据为基础,作为需要的其他的视图自动地决定心脏二腔切面、心脏三腔切面等的各个图像。

[0054] 通过这种结构,根据第一实施方式,能够通过一次(一个心搏周期以上)的三维图像数据的收集自动地进行作为基准的心脏四腔切面以及心脏二腔切面、心脏三腔切面等其他的视图的图像收集。

[0055] 在现有技术中,在休静状态下使探头位置移动以收集多个视图,在负荷状态下需要进行多次的图像收集以收集相同的视图。此时,每次都需要对探头位置进行调整,进一步,在负荷状态下的视图的收集需要一边看着休静状态的图像一边调整成同样的截面等,在手法和操作的方面存在复杂性和难度。

[0056] 与此相对,根据第一实施方式,能够大幅地缩短负荷心超检查所需的图像收集时间,能够使负荷心超检查的作业效率飞跃性地提高。并且,在对图像进行评价之前检查者(操作者)只要仅将意识集中于探头的图像收集位置的设定即可,具有能够降低图像收集所需的熟练度的效果。

[0057] 进一步,在第一实施方式中,能够在超声波的各个扫描期间内重构负荷心超检查所需的各个视图的 MPR 图像,并在显示部 5 实时显示,因此,能够进一步提高对检查者来说的便利性。

[0058] 另外,在第一实施方式中通过图像匹配检测作为基准的心脏四腔切面,但是,也可以将心脏区域的最广的视图决定为心脏四腔切面。

[0059] (第二实施方式)

[0060] 在第一实施方式中公开了以心脏四腔切面的图像作为基准图像进行检测的例子。在实际的负荷心超检查中,为了从三维图像数据提取各个视图的图像,提取哪个视图的图像作为基准图像是重点。只要能够准确地提取出基准图像,就能够通过与该基准图像之间的相对位置关系比较容易地提取出其他的视图的图像。

[0061] 如果从包含左心室以外(右心室或右心房、或者左心房)的部分的整体的图像图案计算心脏的特征形状,则能够更高精度地提取出期望的视图的图像。但是,如果以心脏四腔切面或者心脏二腔切面作为基准图像,存在无法明确地认识到心脏周围的形状的情况。在这种情况下,难以仅利用左心室形状确定心脏四腔切面(或者心脏二腔切面)的图像,提取精度下降。

[0062] 与此相对,左心室的三腔图像即心脏三腔切面的图像是包含左心室和大动脉的图像,左心室自身的形状也具有特征。进一步,能够得到心脏三腔切面的空间区域也被限定。因此,在第二实施方式中,作为基准图像采用心脏三腔切面的图像,并将所述心脏三腔切面的图像图案作为基准图像存储于存储部 61。

[0063] 进而,与在第一实施方式中所述的程序同样,在体静状态和负荷状态下检测作为基准的心脏三腔切面的图像。进而,以检测到的心脏三腔切面作为基点,将从心脏三腔切面分别旋转 60 度、270 度以后的位置的 MPR 截面决定为心脏四腔切面、心脏二腔切面。进一步,作为与心脏三腔切面交叉的短轴图像(SAX)也决定 Apical(顶部)、Mid(中间部)、Base(下部)的各个截面。

[0064] 这样,如果使用心脏三腔切面作为基准图像,由于心脏三腔切面的特征,能够进一步提高其他的视图的图像(心脏二腔切面、心脏四腔切面)的检测精度。

[0065] (第三实施方式)

[0066] 在第一和第二实施方式中,预先准备基准图像(MPR 图像),并将该图像图案作为基准图像存储于存储部 61。负荷心超检查的检查协议存在多种变形。在协议中包含例如与药物负荷之后的检查次数或检查截面的选定等多个要素。因此,检测到的 MPR 图像并非肯定是检查者所期望的 MPR 图像。

[0067] 因此,在第三实施方式中,在设定负荷心超检查的协议时同时设定检查者所期望的视图的 MPR 图像(视图的图像)和期望的检测时相(心率时相)。即,能够检测与装置中设定的检查协议对应的视图、以及时相的 MPR 图像。即,将在检查协议中设定的视图和时相的图像数据作为基准图像预先存储于存储部 61。

[0068] 如图 4 所示,在第三实施方式中,在步骤 400 中设定负荷心超检查协议。在该步骤中,检查者在设定协议的同时还设定期望的 MPR 图像(视图的图像)及其检测时相(心率时相)。其次,在步骤 401 以后,处理程序转移至用于检测体静状态下的图像和负荷状态下的图像的处理。步骤 401 ~ 步骤 409 中的处理以在第一实施方式的图 2 中所述的步骤 200 ~

步骤 208 为标准。

[0069] 控制部 6 在休静状态和负荷状态下分别从三维图像数据检测在负荷心超检查协议中设定的 MPR 图像（或者 MPR 图像的心率时相）。并且，控制部 6 根据该检测到的 MPR 图像检测其他的 MPR 图像。或者，也可以将预定的 MPR 图像或者心率时相选择切换至数据收集之后。

[0070] 根据第三实施方式，在负荷心超检查协议设定中设有设定期望的 MPR 图像（视图的图像）的功能，由此，能够按照协议设定的顺序进行 MPR 图像的检测，并在显示部 5 显示这些检测到的 MPR 图像。由此，能够根据三维图像数据显示期望的 MPR 图像，因此能够依次显示负荷心超检查所需的视图。

[0071] 如果检查者想要使用心脏三腔切面或心脏四腔切面实施负荷心超检查，则预先在负荷心超检查协议中设定这些视图。通过这样做，能够自动地检测检查者所期望的视图的图像。根据该第三实施方式，能够大幅缩短负荷心超检查所需要的视图的图像的检测时间和检查时间。

[0072] 并且，通过在负荷心超检查协议设定中设定检测 MPR 图像的时相（心率时相），能够迅速地取得期望的时相的 MPR 图像。因此，与对所有的时相的图像进行检测相比较，能够在短时间内完成处理。根据第三实施方式，通过针对各个被检者设定最合适的时相，能够进一步提高检测精度、缩短检测时间。

[0073] （第四实施方式）

[0074] 在第一和第二实施方式中，在负荷状态下，为了检测 MPR 图像（视图的图像）而反复进行与休静状态下的动作相同的动作。但是，由于很多情况下抵靠于被检者的探头的位置在检查的各个状态下几乎不会变化，因此很多情况下与三维图像数据相对的 MPR 图像的位置也不会大幅变化。

[0075] 因此，在该第四实施方式中具有如下的功能：预先存储在休静状态下提取出的与三维图像数据相对的 MPR 图像的位置信息，并在负荷状态下的初期显示中检测与休静状态的 MPR 图像的位置信息对应的 MPR 图像。

[0076] 如图 5 所示，在步骤 500 中，检查者使用协议编辑器（protocol editor）等设定负荷心超检查协议。并且，检查者在设定协议的同时一并设定期望的 MPR 图像（视图的图像）及其检测时相（心率时相）。然后，处理程序前进至休静状态下的图像检测程序（步骤 501 以后）。步骤 501～步骤 503 中的动作以在第一实施方式的图 2 中所述的步骤 200～步骤 202 为标准。

[0077] 在步骤 501～步骤 503 中，控制部 6 在休静状态下从三维图像数据检测在负荷心超检查协议中预先设定了的预定的 MPR 图像（或者 MPR 图像的心率时相）。进一步，控制部 6 根据该检测到的 MPR 图像检测其他的需要的 MPR 图像。

[0078] 进而，前进至步骤 504，将与在休静状态下检测到的三维图像数据相对的 MPR 图像的位置信息存储于存储部 61。此处，有时通过控制部 6 的处理、或者通过检查者的扫描对 MPR 图像的位置进行微调。在这种情况下，控制部 6 将调整后的 MPR 图像的位置存储于存储部 61。并且，在步骤 505 中，控制部 6 将检测到的三维图像的数据也存储于存储部 61。

[0079] 然后，前进至步骤 506，开始进行负荷状态下的 MPR 图像的检测。负荷状态下的 MPR 图像检测根据在步骤 504 中存储的休静状态的 MPR 图像的位置信息进行检测。进而，在步

骤 507 中,将根据位置信息检测到的 MPR 图像作为负荷状态下的 MPR 图像进行显示。如果体静状态的 MPR 图像的位置被调整,则控制部 6 显示位置调整后的 MPR 图像。

[0080] 在随后的步骤 508 中,控制部 6 将这些图像的数据存储于存储部 61。在随后的步骤 509 中,控制部 6 在显示部 5 一并显示存储于存储部 61 的体静状态的图像和负荷状态的图像。进而,在步骤 510 中,检查者对体静状态、负荷状态的图像进行比较从而对心脏功能进行评价。

[0081] 在第四实施方式中,预先存储在体静状态下检测到的 MPR 图像的位置信息,在负荷状态的 MPR 图像检测中使用体静状态的 MPR 图像的位置信息。由此,能够缩短检测时间,并且能够提高检测精度,能够使不同的状态下的 MPR 图像(视图的图像)更接近于相同。并且,即便初期的显示截面偏移,通过设置对偏移进行微调的功能和再检测功能,能够显示修正后的 MPR 图像。

[0082] 进一步,为了进一步提高 MPR 图像的位置精度,存在如下的手法。即,在体静状态下通过检查者的手动操作检测 MPR 图像,并将其位置存储于存储部 61。进而,在负荷状态下,根据体静状态下的位置信息利用控制部 6 检测 MPR 图像。这样,能够更高精度地检测期望的 MPR 图像。

[0083] (第四实施方式的变形例)

[0084] 代替上述的程序,也可以考虑如下的程序。例如,控制部 6 将在体静状态下检测到的 MPR 图像的图像图案存储于存储部 61。进而,在负荷状态下,控制部 6 以该存储的图像图案作为参考检测 MPR 图像。这样,在对心脏施加负荷前后,能够在更短的时间内提取出相同视图的 MPR 图像。

[0085] (第五实施方式)

[0086] 图 6A、图 6B、图 6C、图 6D、图 6E、图 6F、图 6G 以及图 6H 是用于说明第五实施方式的图。图 6A、图 6B、图 6C 以及图 6D 示出为了表示心脏的收缩扩张功能而使用的示意图的一例。在该示意图中,将心脏的关心区域分割成多个区域(段),并针对各段显示将心壁的功能分数化后的指标。该示意图多数情况下用于通过负荷心超检查对心脏功能进行评价。另外,为了将关心区域分割成多个,存在各种手法,但是,例如能够采用 ASE(美国超声心动图协会, American Society of Echocardiography)推荐的手法。

[0087] 能够从三维图像数据检测任意视图的 MPR 图像。例如考虑心脏四腔切面、心脏二腔切面、心脏三腔切面、SAX 的各种 MPR 图像。在基于从心脏的心尖部开始进行扫描的协议中,心脏四腔切面、心脏二腔切面、心脏三腔切面的各个图像都与通过二维扫描得到的图像几乎相同。但是,关于 SAX,从心尖部开始扫描的图像是从与通常的二位扫描不同的探头位置开始的图像。因此,在该状态下,SAX 图像以与通常使用的示意图不同的方向进行显示。

[0088] 因此,在第五实施方式中,设有将在不同的状态下检测到的 MPR 图像的显示方向变更为与在负荷心超检查中使用的分数(score)标明的示意图相同的方向的单元。具体地说,控制部 6 以使心脏四腔切面、心脏二腔切面、心脏三腔切面以及 SAX 的各个 MPR 图像即图 6E、图 6F、图 6G 以及图 6H 的 MPR 图像的视图与图 6A、图 6B、图 6C 以及图 6D 所示的示意图一致的方式进行变更。图 6A 与心脏四腔切面的示意图对应。图 6B 与心脏二腔切面的示意图对应。图 6C 与心脏三腔切面的示意图对应。图 6D 与 SAX 的示意图对应。

[0089] 在第五实施方式中,控制部 6 使表示与心脏四腔切面、心脏二腔切面、心脏三腔切

面以及 SAX 的各个 MPR 图像有关的截面的标记与各个截面图像的分数的标明的示意图的方向一致并进行显示。

[0090] 根据第五实施方式,能够使心脏四腔切面、心脏二腔切面、心脏三腔切面以及 SAX 的各个 MPR 图像的显示方向以与分数标明的示意图相同的方向进行显示。因此,当对检查结果进行评价时,检查者更容易理解内容,能够实现精度高的负荷心超检查。并且,如果将构成分数标明(图 6A、图 6B、图 6C 以及图 6D)的各段 a1 ~ d1 与各个 MPR 图像(图 6E、图 6F、图 6G 以及图 6H)重叠显示,则能够使用于作为比较对象的图像位置更容易理解。

[0091] 根据上述各个实施方式,能够针对各个状态迅速地、且容易地检测在负荷心超检查中为了进行观察所需的 MPR 图像。因此,能够缩短 MPR 图像的检测时间,能够提高检查的效率。

[0092] 并且,根据上述各个实施方式,通过在负荷心超检查的程序设定功能中设定 MPR 图像和心率时相,能够迅速地检测负荷心超检查所需的最合适的 MPR 图像。

[0093] 上面叙述了某些具体实施方式,但是,上述实施方式只不过是示例,本发明并不受上述实施方式的限制。实际上,上述的新颖方法和系统可以通过各种其他形态的变形而体现,进一步,不脱离本发明的精神就能够做出上述的方法和系统的各种省略、替代以及变形。后附的权利要求书及其等同物意图覆盖落入本发明的范围和精神的形态或修正。

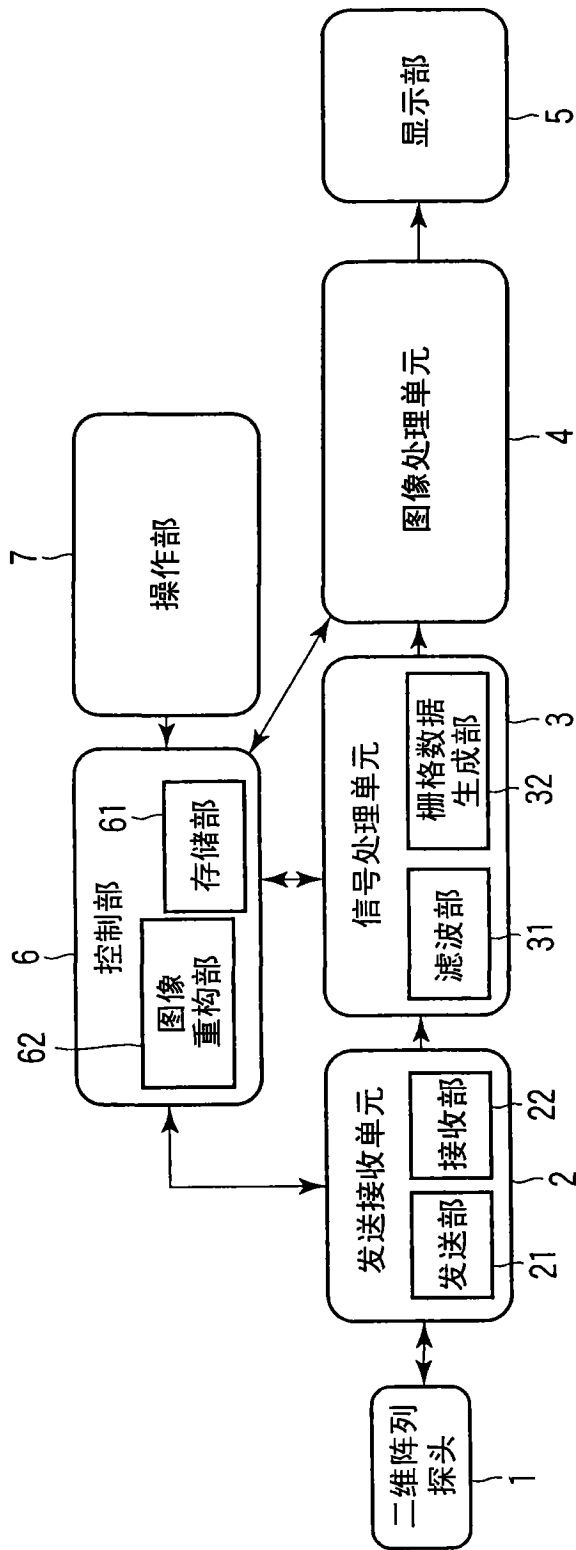


图 1

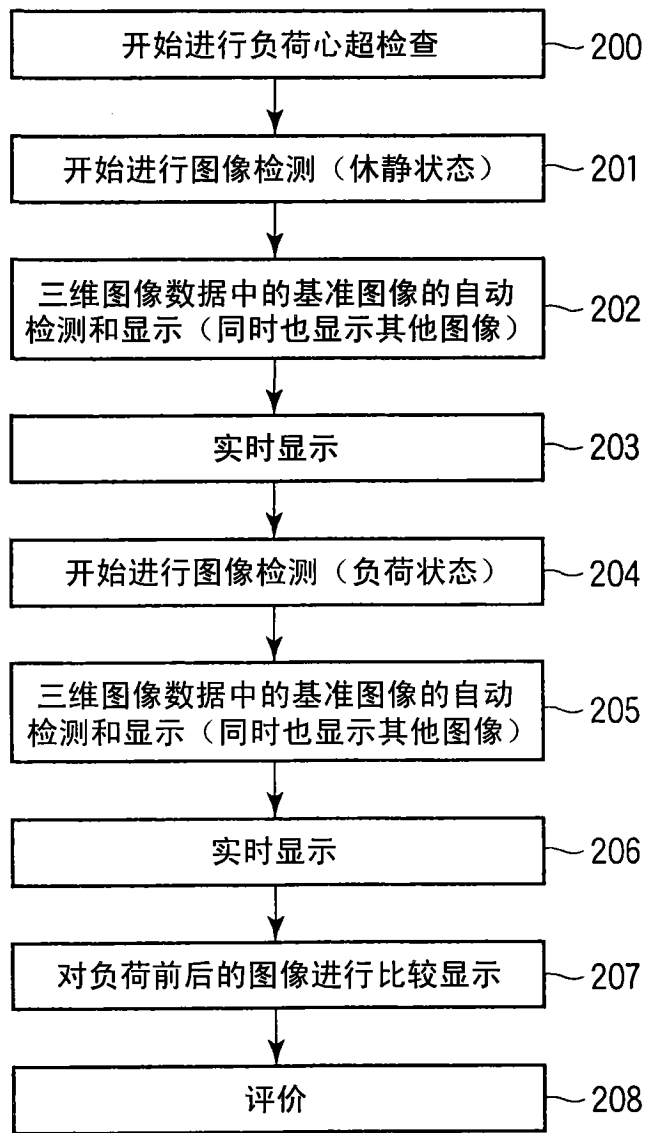
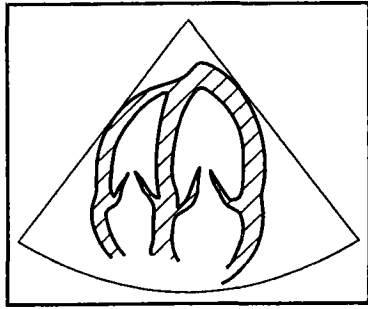
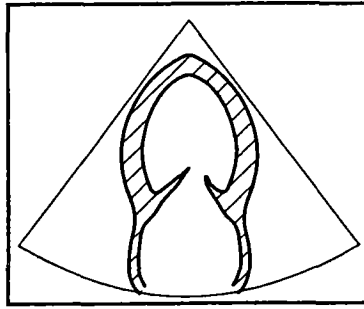


图 2



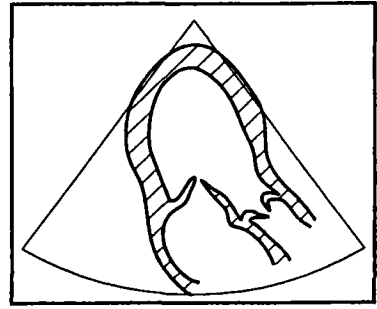
4ch

图 3A



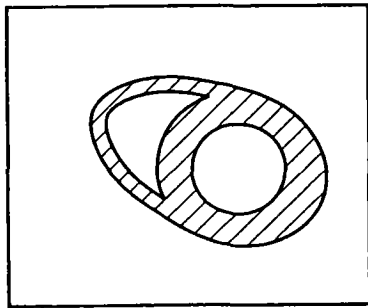
2ch

图 3B



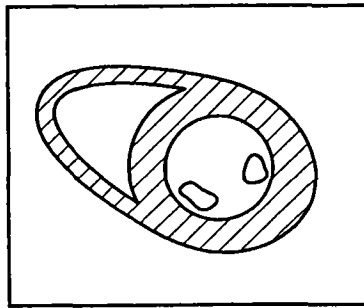
3ch

图 3C



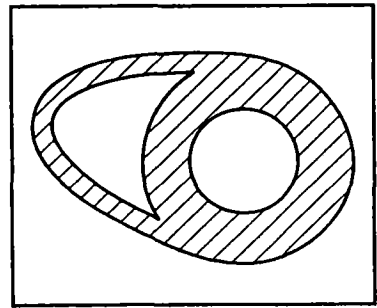
SAX(apex)

图 3D



SAX(mid)

图 3E



SAX(base)

图 3F

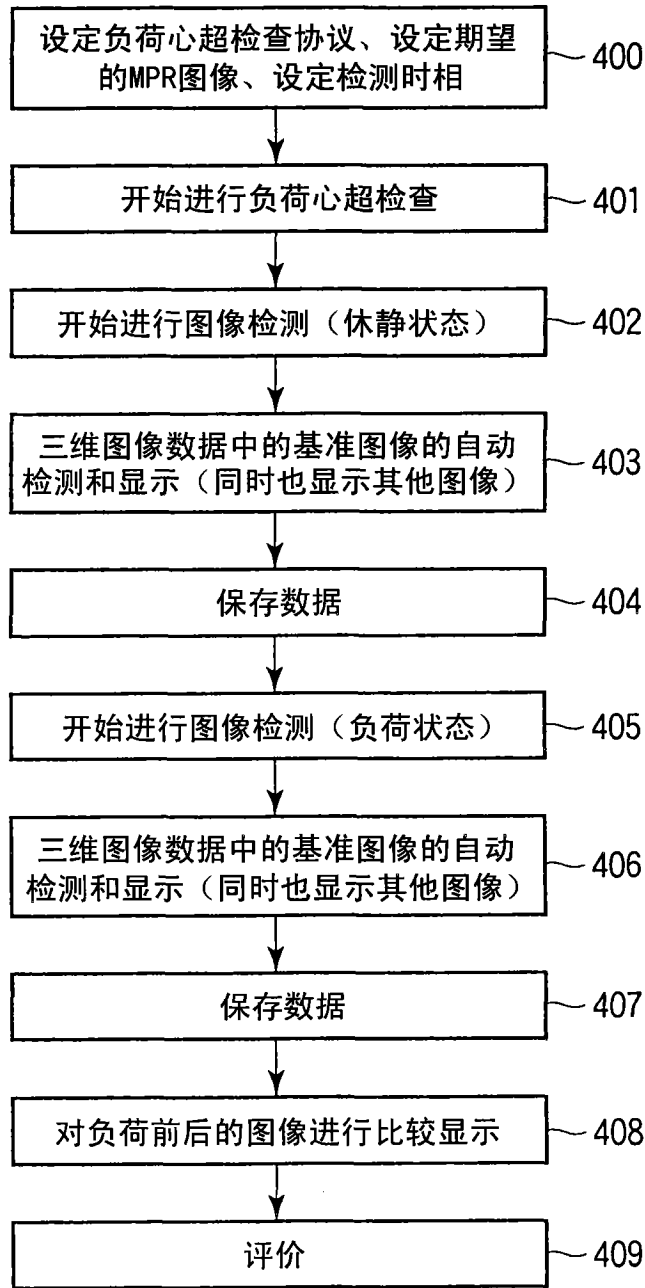


图 4

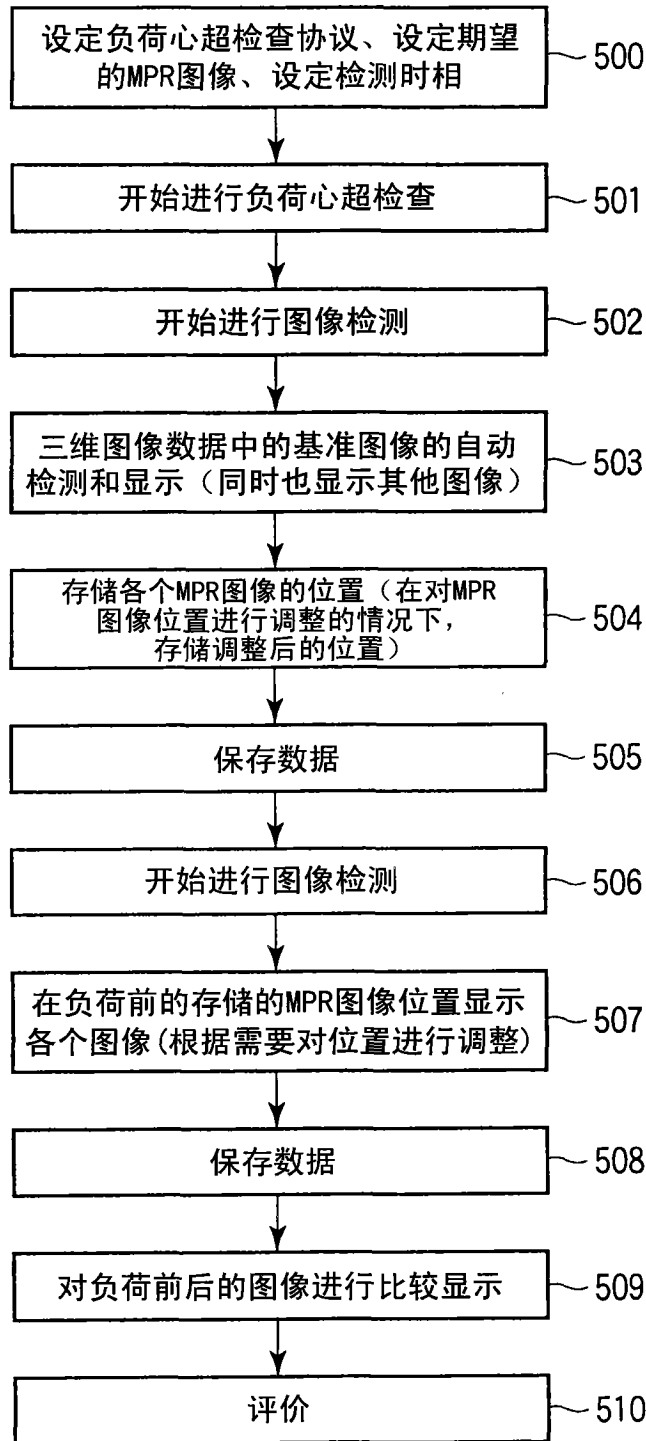


图 5

分数显示

MPR图像

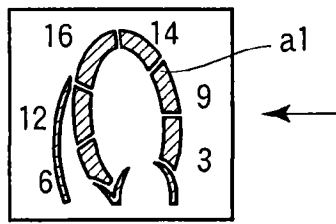
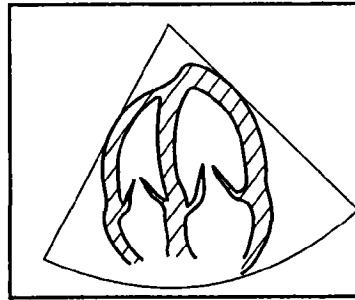


图6A



心脏四腔切面

图6E

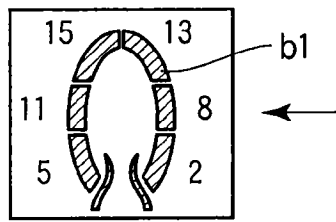
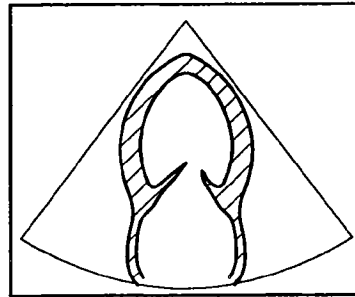


图6B



心脏二腔切面

图6F

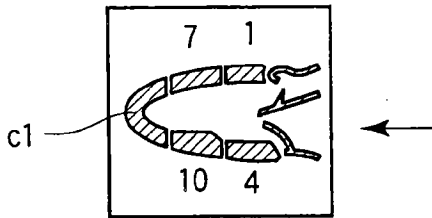
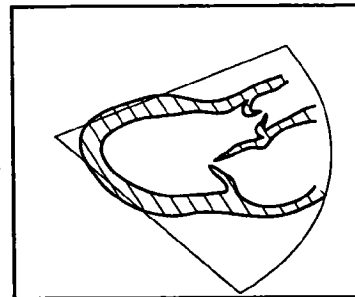


图6C



心脏三腔切面

图6G

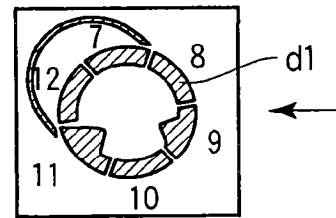
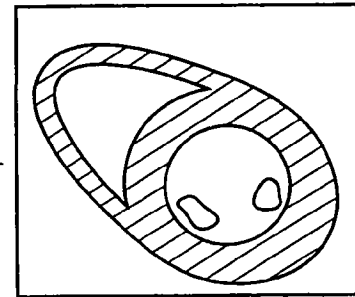


图6D



SAX

图6H

专利名称(译)	超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法		
公开(公告)号	CN101904754B	公开(公告)日	2014-06-04
申请号	CN201010196474.X	申请日	2010-06-03
[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 大内启之 阿部康彦 西浦正英		
发明人	桥本新一 大内启之 阿部康彦 西浦正英		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4483 A61B8/463 A61B8/0883 A61B8/483 A61B5/4884 A61B8/14		
代理人(译)	徐冰冰 黄剑锋		
审查员(译)	彭燕		
优先权	2009134310 2009-06-03 JP		
其他公开文献	CN101904754A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。超声波诊断装置具备：超声波探头；扫描部，反复进行经由所述超声波探头利用超声波对被检体内的三维区域进行扫描的三维扫描；图像数据生成部，根据所述扫描部的输出反复生成三维图像数据；截面确定部，与所述三维扫描并行地根据所述三维图像数据确定至少一个截面；图像产生部，根据所述三维图像数据产生与所述确定的截面有关的至少一个截面图像；以及显示部，显示所述产生的截面图像。

