



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101081172 B

(45) 授权公告日 2010.09.29

(21) 申请号 200710106541.2

US 5381794 A, 1995.01.17, 全文.

(22) 申请日 2007.06.01

审查员 黄曦

(30) 优先权数据

2006-153574 2006.06.01 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 市冈健一 瀧口宗基

(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 王以平

(51) Int. Cl.

A61B 8/13(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

(56) 对比文件

CN 1558739 A, 2004.12.29, 说明书第6页第10行至第9页第25行、附图1-3.

CN 1720865 A, 2006.01.18, 全文.

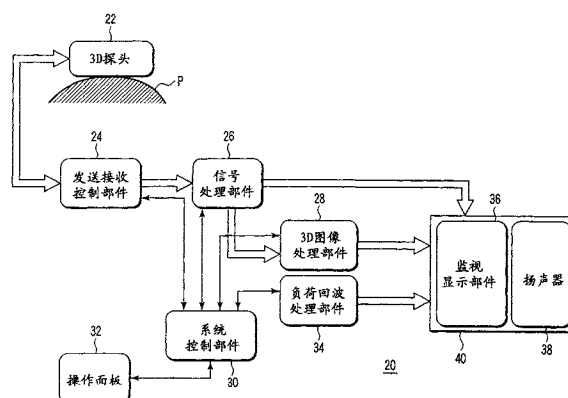
权利要求书 1 页 说明书 6 页 附图 10 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

本发明的可基于3维超声波影像进行操作的超声波诊断装置在对施加负荷前后的被检体(P)实施心脏的壁运动机能诊断时,通过3D探头(22)进行规定时间的扫描,取得3D体数据,针对多个断面将心脏的断面显示在监视显示部件(36)上。另外,将探头与心脏的相对位置关系显示在监视显示部件(36)上,使得显示在上述监视显示部件(36)上的心脏的断面的显示角度恒定。



1. 一种超声波诊断装置,能够对 3 维区域进行超声波扫描,其特征在于包括:
取得 3 维体数据的 3 维数据取得单元;
显示包含在上述 3 维区域中的任意位置的超声波断层像的显示单元;
生成用于指导探头与被检体的相对位置关系的指导信息使得上述显示的超声波断层像表示上述被检体中的规定位置的断面的指导信息生成单元,其中
上述显示单元将上述指导信息与上述任意位置的断面的超声波断层像一起进行显示;
上述指导信息生成单元生成与上述规定位置的断面对应的心脏的壁运动机能诊断的得分。
2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:
上述显示单元同时显示多个断面的超声波断层像,
上述指导信息生成单元生成与上述多个断面的超声波断层像分别对应的得分。
3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:
上述指导信息生成单元将上述心脏的短轴断面或长轴断面作为上述规定位置的断面,生成指导信息。
4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:
上述指导信息生成单元生成用于表示上述规定位置的断面的概要形态的、与上述超声波断层像对应的大小的概要图像,
上述显示单元在上述超声波断层像上重叠显示上述概要图像。
5. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其特征在于还包括:
检测上述概要图像与上述超声波断层像的一致度的检测单元;
与上述检测单元的检测结果对应地向操作者进行通知的通知单元。
6. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于还包括:
根据操作者的操作,存储上述 3 维体数据的存储单元;
在上述超声波断层像表示上述规定位置的断面的情况下,根据上述 3 维体数据与上述超声波断层像的位置关系,从上述存储的 3 维体数据中抽出被检体的希望的位置的断面的断面抽出单元。
7. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其特征在于:
上述通知单元通知文字信息、图形文字信息、ROI 信息、发音信息的至少一个。
8. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其特征在于还包括:
能够选择由上述通知单元通知的信息的种类的选择单元。
9. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:
通过负荷回波法取得上述 3 维体数据。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置和该装置的诊断方法,更详细地说,涉及使用超声波波束对被检体的断面进行扫描,得到 3 维图像而改善了 3 维图像收集检查的效率的超声波诊断装置。

[0002] 背景技术

[0003] 在超声波诊断中,有施加负荷前后的心脏的壁运动机能诊断的被称为负荷回波法的诊断方法。该方法例如使被检体慢跑,在进行慢跑前和慢跑后分别摄影心肌的图像,对它们进行比较而判断有异常的部位。另外,有依照格式(format)显示负荷回波的壁运动得分的功能。

[0004] 在 2 维(2D)断层像的诊断时,操作者使断层像自身与格式一致而显示各部位,装置依照格式对该断层像的功能评价进行分割显示(例如参考日本特开 2004-313551 号公报)。

[0005] 但是,在近年发展出的 3 维(3D)诊断中,在通过心尖近似取得进行一定时间的扫描而取得的体数据与超声波波束正交的断面,构成所谓的 C 模式图像,进行负荷回波的记分的方法中,由于探头的扫描方向和图像的移动等的影响,必须非常注意图像的上下左右的位置与负荷回波的图表正确吻合的情况。

[0006] 但是,由于产生根据作为 3D 的特征的体数据,在一次扫描后能够分析任意的 2D 断层像的情况,所以必须能够显示出与负荷回波的记分的格式一致的 C 模式图像。在不是与格式一致的 C 模式图像的情况下,操作者必须进行用于使图像与格式一致的图像的旋转操作等。因此,即使扫描时间短,由于其后的格式一致的操作,也有无法缩短诊断时间的问题。

[0007] 发明内容

[0008] 本发明的目的在于:提供一种通过根据 3D 体数据使负荷回波的得分(score)与所规定的报告形式一致而显示,而不需要进行所取得的图像的旋转操作等,就能够通过提高吞吐量来谋求缩短检查时间,减轻对患者和操作者的负担的超声波诊断装置和该装置的诊断方法。

[0009] 即,本发明的特征在于:

[0010] 在能够对 3 维区域进行超声波扫描的超声波诊断装置中,具备:

[0011] 取得 3 维体数据的 3 维数据取得单元;

[0012] 显示包含在上述 3 维区域中的任意位置的超声波断层像的显示单元;

[0013] 生成用于指导探头与上述被检体的相对位置关系的指导信息使得上述显示的超声波断层像表示被检体中的规定位置的断面的指导信息生成单元,其中

[0014] 上述显示单元将上述指导信息与上述任意位置的断面的超声波断层像一起进行显示。

[0015] 另外,本发明的特征在于:

[0016] 在能够对 3 维区域进行超声波扫描的超声波诊断方法中,包括:

[0017] 取得 3 维体数据,对多个断面进行被检体的断面显示的步骤;

[0018] 报告探头与上述被检体的相对位置关系使得上述显示的被检体的断面表示上述被检体中的规定形态的断面的步骤。

[0019] 根据本发明,能够提供一种通过根据 3D 体数据使负荷回波的得分与所规定的报告形式一致而显示,而不需要进行所取得的图像的旋转操作等,就能够通过提高吞吐量来谋求缩短检查时间,减轻对患者和操作者的负担的超声波诊断装置和该装置的诊断方法。

附图说明

[0020] 图 1 是表示本发明的实施例 1 的超声波诊断装置的概要结构的框图。

[0021] 图 2A 是表示使用了一般的基于 2 维扫描的超声波诊断装置的心脏回波检查时的探头的位置的例子的图,图 2B 是表示与图 2A 的探头位置所对应的基本断层像的关系的图。

[0022] 图 3A ~图 3C 表示图 2B 所示的各水平的心脏回波检查中的基本断层像的例子,图 3A 是表示心尖水平的胸骨左缘左心室短轴像的图,图 3B 是表示乳头肌水平的胸骨左缘左心室短轴像的图,图 3C 是表示僧帽瓣口部分水平的胸骨左缘左心室短轴像的图。

[0023] 图 4 是用于说明本发明的实施例 1 的超声波诊断装置的诊断步骤的流程图。

[0024] 图 5 是表示使用了图 1 的结构超声波诊断装置的心尖近似四腔断面像的探测方法的例子的图。

[0025] 图 6A 和图 6B 表示心尖近似 3 断面的关系,图 6A 是表示心脏与 3D 探头的配置关系的图,图 6B 是表示与 C 模式图像对应的 3 个断面像的图。

[0026] 图 7A ~图 7C 表示心脏回波检查中的基本断面像的例子,图 7A 是心尖近似四腔断面图,图 7B 是心尖近似二腔断面图,图 7C 是表示心尖近似左心室长轴像的图。

[0027] 图 8A ~图 8G 表示负荷回波的记分格式的例子,图 8A 是旁胸骨左心室短轴像,是表示心基部分的图,图 8B 是旁胸骨左心室短轴像,是表示中央部分的图,图 8C 是旁胸骨左心室短轴像,是表示心尖部分的图,图 8D 是表示旁胸骨左心室短轴像的图,图 8E 是表示心尖部分二腔像的图,图 8F 是表示心尖部分四腔像的图,图 8G 是表示心尖部分长轴像的图。

[0028] 图 9 是表示用于识别 3D 探头 22 与心脏 50 的位置关系的监视器显示布局的例子的图。

[0029] 图 10A 是表示用于促使进行二腔断层像显示的信息的图,图 10B 是表示用于促使进行长轴断层像显示的信息的图。

[0030] 图 11 是表示本发明的实施例 2 的用于识别 3D 探头 22 与心脏 50 的位置关系的监视器显示布局的例子的图。

具体实施方式

[0031] 以下,参考附图,说明本发明的实施例。

[0032] (实施例 1)

[0033] 首先,说明本发明的实施例 1。

[0034] 图 1 是表示本发明的实施例 1 的超声波诊断装置的概要结构的框图。

[0035] 在图 1 中,超声波诊断装置 20 具备 3 维超声波探头(3D 探头)22、包含发送接收部件的发送接收控制部件 24、信号处理部件 26、3D 图像处理部件 28、系统控制部件 30、操作面板 32、负荷回波处理部件 34、监视显示部件 36、具有扬声器 38 的输出装置 40。

[0036] 上述 3D 探头 22 为了得到超声波断层像,向被检体 P 发送接收超声波,发送接收控制部件 24 向上述 3D 探头 22 发送接收电信号,信号处理部件 26 对从上述发送接收控制部件 24 得到的发送接收信号进行信号处理,进行 3 维体数据等的生成和存储。3D 图像处理部件 28 根据由上述信号处理部件 26 生成的数据,进行应该显示到监视显示部件 36 上的 3D 图像的生成和存储。另外,输出装置 40 内的监视显示部件 36 进行由上述信号处理部件 26 和 3D 图像处理部件 28 生成的图像数据等的显示。

[0037] 另外,系统控制部件 30 进行该超声波诊断装置全体的控制。另外,该系统控制部件 30 假设上述超声波断层像表示规定位置的断面,根据上述 3 维体数据与上述超声波断层像的位置关系,从上述存储的 3 维体数据中抽出被检体的希望的位置的断面。操作面板 32 由操作者进行 3D 探头的操作和信息输入。进而,负荷回波处理部件 34 生成和存储通过负荷回波法得到的应该显示在监视显示部件 36 上的图像。进而,在操作者操作上述操作面板 32 时,输出装置 40 内的扬声器 38 发出存储在系统控制部件 30 内的未图示的存储器等中的声音指导或效果音等。

[0038] 在此,说明一般的基于 2 维 (2D) 扫描的心脏回波检查的基本断层像的例子。

[0039] 图 2A 和图 2B 是表示使用了超声波诊断装置的心脏回波检查时的探头的位置与基于 2D 扫描的基本断层像的关系的图。现在,如图 2A 所示那样,操作者使 3D 探头 22 与被检体 P 的心脏接触,并将倾斜改变为图示的箭头方向。这样,根据该倾斜,如图 2B 所示那样,抽出各水平的短轴像。在该情况下,在左心室长轴断层像中, L_1 表示心尖水平, L_2 表示乳头肌水平, L_3 表示肌腱水平, L_4 表示僧帽瓣口部分水平, L_5

表示大动脉瓣水平的断层像。

图 3A ~ 图 3C 表示图 2B 所示的各水平的心脏回波检查中的基本断层像的例子,图 3A 是表示心尖水平 L_1 的胸骨左缘左心室短轴像的图,图 3B 是表示乳头肌水平 L_2 的胸骨左缘左心室短轴像的图,图 3C 是表示僧帽瓣口部分水平 L_4 的胸骨左缘左心室短轴像的图。另外,在图 3A ~ 图 3C 中,分别是监视显示部件 36 的画面左侧是实际的基于负荷回波的断层像 44,画面右侧表示该断层像 44 的部位的说明图 46。另外,说明图 46 中的显示 $E_1 \sim E_8$ 表示该说明图中的各部位。

[0040] 以前,在使用了这样的断层像的情况下,如果不与负荷回波的记分的格式一致,则为了使图像与格式一致,而必须进行旋转操作等作业。

[0041] 接着,依照图 4 的流程图,说明本实施例的超声波诊断装置的诊断步骤。

[0042] 首先,在步骤 S1 中,收集施加负荷前的数据,接着,在步骤 S2 中,通过 3D 探头 22 进行 2D 显示扫描。

[0043] 图 5 是表示使用了本发明的实施例 1 的超声波诊断装置的心尖近似四腔断面像的探测方法的例子的图。

[0044] 在上述结构的超声波诊断装置中,操作者如图示箭头那样,针对被检体 P 的心脏,从心尖方向探测心尖跳动所涉及的部分,将 3D 探头 22 放置到该位置。图 6A 和 6B 是表示这样得到的心尖近似 3 断面的关系的图。在图 6A 中,没有表示出长轴像的断面线,但在图 6B 中,表示出与 C 模式图像对应的 3 个断面像。即,如果在心脏 50 的心尖方向上配置 3D 探头

22,则与该 3D 探头 22 的角度对应地,能够针对心脏 50 得到二腔像 52、四腔像 54 和长轴像 56。在图 6B 中,60a 是前壁,60b 是后壁,60c 是侧壁,60d 是下壁,62a 是前壁中隔,62b 是下壁中隔,64a 是左前降支灌流,64b 是左回旋支灌流,64c 是右冠状动脉灌流。

[0045] 在步骤 S3 中,将在上述步骤 S2 中得到的 2D 断层像和指导图像显示在监视显示部件 36 上。然后,在步骤 S4 中,检查放置了 3D 探头 22 的位置。如果其结果是 3D 探头 22 的位置不是 OK,则转移到上述步骤 S2,直到在步骤 S4 中为 OK 为止循环进行上述步骤 S2 ~ 4 的动作。然后,如果步骤 S4 中的位置是 OK,则转移到步骤 S5,通过 3D 探头 22 取得 3D 体数据。

[0046] 接着,在步骤 S6 中,收集施加负荷后的数据,在步骤 S7 中,通过 3D 探头 22 进行 2D 显示扫描。然后,在步骤 S8 中,将在上述步骤 S7 中得到的施加负荷后的 2D 断层像和指导图像显示在监视显示部件 36 上。然后,在步骤 S9 中,检查放置了 3D 探头 22 的位置。如果其结果是 3D 探头 22 的位置不是 OK,则转移到上述步骤 S7,循环进行上述步骤 S2 ~ 4 的动作。然后,如果在步骤 S9 中位置成为 OK,则转移到步骤 S10,取得施加负荷后的 3D 体数据。

[0047] 图 7A ~ 图 7C 分别表示心尖近似四腔断面图、心尖近似二腔断面图、心尖近似左心室长轴像。另外,在图 7A ~ 图 7C 中,分别是监视显示部件 36 的画面左侧是实际的基于负荷回波的断层像 44,画面右侧表示断层像 44 的部位的说明图 46。这样,根据图 6A 所示那样的 3D 探头 22 的倾斜角度(位置),决定心脏的相对位置关系。

[0048] 图 8A ~ 图 8G 是表示负荷回波的记分格式的例子的图。另外,图 8A ~ 图 8C 是旁胸骨左心室短轴像,图 8A 是表示心基部分的图,图 8B 是表示中央部分的图,图 8C 是表示心尖部分的图。进而,图 8D 是表示旁胸骨左心室长轴像的图,图 8E 是表示心尖部分二腔像的图,图 8F 是表示心尖部分四腔像的图,图 8G 是表示心尖部分长轴像的图。

[0049] 心脏内左心室如图所示那样,为了将每个段的异常程度定量化,而分类为每个段(segment)并附加编号。在该情况下,基于短轴断面、长轴断面、四腔断面、二腔断面的 4 个闭合区间,分割为用 1 ~ 16 表示的 16 段。另外,针对上述记分中的心脏壁运动的异常度,与其程度对应地分色显示对应的段。

[0050] 如上所述那样,操作者根据图 6A 所示那样的心尖近似,对心脏全体进行一定时间的扫描,取得体数据。这时,由装置掌握心脏与探头的位置相关性,使 C 模式图像与图 8A ~ 图 8G 所示那样的记分格式一致。因此,向监视显示部件 36 提供图 9 所示那样的用于促使进行四腔断层显示的信息。

[0051] 即,在步骤 S11 中,在监视显示部件 36 上显示上述施加负荷前的分析用图像、施加了负荷后的分析用图像。然后,在步骤 S12 中,操作者看着显示在监视显示部件 36 上的施加负荷前后的分析用图像,根据两个图像的差异,输入基于上述分色的记分模式。

[0052] 图 9 是表示用于识别 3D 探头 22 与心脏 50 的位置关系的监视器显示布局的例子的图。即,在监视显示部件 36 上显示来自图 6A 所示那样的心尖近似的心脏的 C 模式图像和与该 C 模式图像对应的断面位置、从该断面位置得到的断面像(在图 9 中是四腔像)、记分模式(scoringpattern)。

[0053] 在图 9 的情况下,提供用于促使进行四腔断层像显示的信息。另外,作为该提供的信息,在监视显示部件 36 的画面上提供作为促使进行四腔断层像显示的文字信息(显示为“4CH 视图”)70、促使进行四腔断层像显示的图形文字(主体标记:body marker)信息 72、

促使进行四腔断层像显示的 ROI 信息 74 的轮廓 74a。上述轮廓 74a 是施加负荷前分析用图像,因此通过使施加负荷后的分析用图像与该轮廓 74a 一致,来进行探头的位置调整。另外,作为促使进行四腔断层像显示的其他方法,例如从扬声器 38 发出声音指导或效果音。

[0054] 在本实施例中,对于用于这样促使进行四腔断层像显示的信息,可以提供任意一个、或同时提供多个。

[0055] 进而,在监视显示部件 36 的画面上,显示出表示显示图像 80 是 C 模式显示的情况的文字信息(显示为“C 模式视图”)78、包含用 ROI 信息 74 显示的断层像的断面位置标志 80a 的 C 模式显示图像 80、表示是记分显示的情况的文字信息(显示为“得分”)82、记分模式 84。该记分模式 84 与上述图 8A ~ 图 8G 所示的各段的编号对应。另外,对于各段中的异常程度,在图 9 中没有进行颜色的显示,但实际上,如上述那样通过分色的显示能够进行确认。

[0056] 另外,在图 9 中没有表示,但在记分模式 84 上,也可以显示出断面位置标志。

[0057] 例如,假设操作者要将四腔断层像显示在监视器画面上。这时,如图 9 所示那样,通过文字信息 70 和主体标志 72 显示出促使进行四腔断层像的显示的文字和图像,并与实际的 ROI 信息 74(轮廓 74a)进行比较。另外,该比较的结果可知是否正确地得到了希望的四腔断层像。另外,根据记分模式 84,通过颜色能够容易地掌握显示出心脏内的哪个部位、是怎样的状态。例如,对于记分模式 84 的显示颜色,如下这样显示,即如果是正常状态则是绿色,如果是异常状态则是红色。另外,该记分模式 84 的显示颜色和颜色数目并不只限于此。

[0058] 如上所述,操作者将 3D 探头 22 放置到被检体 P 的心脏 50 近旁,通过改变 3D 探头 22 的倾斜,而将希望的断层像(在图 9 的例子中是四腔断层像)以及与之关联的信息显示在监视显示部件 36 上。在该情况下,除了 ROI 信息 74 以外,还可以通过文字信息 70、图形文字信息 72、C 模式图像 80 的断面位置标志 80a 等,确认是四腔断层像的情况。另外,通过使图像与这些显示在监视显示部件 36 上的各种信息、特别是 ROI 信息 74 的轮廓 74a 一致,来进行探头的位置调整,操作者能够正确地得到希望的断层像。

[0059] 这样,根据 3D 探头 22 的倾斜角度决定心脏的相对位置关系,因此根据向监视显示部件 36 提供的信息,操作者不进行从被检体 P 取得的图像的旋转操作,就能够提高吞吐量。

[0060] 另外,在上述实施例中,以四腔断层像显示为例子进行了说明,但当然并不只限于此。

[0061] 例如,如图 10A 所示那样,也可以提供用于促使进行二腔断层像显示的信息。即,假设图 6A 所示那样的来自心尖近似的心脏的 C 模式图像所对应的断面位置得到的断面像是二腔断层像。在该情况下,作为所提供的信息,有用于促使进行二腔断层像显示的文字信息(显示为“2CH 视图”)88、促使进行二腔断层像显示的图形文字(主体标志)信息 90、促使进行二腔断层像显示的 ROI 信息 92,分别替换文字信息 70、图形文字信息 72 和 ROI 信息 74,而提供到监视显示部件 36 的画面上。另外,将图 9 所示的 C 模式图像内的断面位置标志 80a、能够显示为记分模式 84 的断面位置标志分别显示在二腔断层像的断面位置上。

[0062] 另外,如图 10B 所示那样,也可以提供用于促使进行长轴断层像显示的信息。在该情况下,如果是图 6A 所示那样的来自心尖近似的心脏的 C 模式图像所对应的断面位置取得的断面像是长轴断层像,则作为所提供的信息,有用于促使进行长轴断层像显示的文字信

息（显示为“长视图”）94、促使进行长轴断层像显示的图形文字（主体标志）信息 96、促使进行长轴断层像显示的 ROI 信息 98，分别替换文字信息 70、图形文字信息 72 和 ROI 信息 74，而提供到监视显示部件 36 的画面上。另外，将图 9 所示的 C 模式图像内的断面位置标志 80a、能够显示为记分模式 84 的断面位置标志分别显示在长轴断层像的断面位置上。

[0063] 这样，即使是任意的断层像，根据用于促使进行该断层像显示的文字信息、图形文字（主体标志）信息、ROI 信息、发音信息等，也能够确切地掌握 3D 探头与心脏的相对位置关系。

[0064] 另外，通过操作面板 32 上的操作，也能够进行上述用于促使进行断层像显示的信息的选择和种类的选择。

[0065] （实施例 2）

[0066] 在上述实施例 1 中，表示了 3D 探头与心脏的相对位置关系，但在本实施例 2 中，在没有正确进行断层像的扫描的情况下，进行警告。

[0067] 另外，在本实施例 2 中，对于超声波诊断装置的结构和基本动作，与图 1～图 10A、图 10B 所示的实施例 1 的超声波诊断装置的结构和动作一样，因此向相同的部分施加相同的参照编号，并省略其图示和说明，只说明不同的部分。

[0068] 图 11 是表示本发明的实施例 2 的用于识别 3D 探头 22 和心脏 50 的位置关系的监视器显示布局的例子。在此，向画面上提供作为 ROI 信息 74 得到的四腔断层像显示是否是正确的断层像的警告显示（例如“警告”）100。例如通过系统控制部件 30 内的模式识别部件等的模式识别等，来判别是否是正确的断层像。在其结果是判别为断层像不同的情况下，将上述警告显示 100 提供到监视显示部件 36 的画面上。

[0069] 作为警告的信息，是包含警告显示 100 那样的促使进行警告的文字信息 70 在内的图形文字信息 72、ROI 信息 74（轮廓 74a），通过使它们闪烁显示来识别为警告。或者，也可以通过扬声器 38 发出促使进行警告的声音指导或效果音。

[0070] 在本实施例中，也可以提供任意一个、或同时提供多个这样的警告信息。另外，例如可以通过操作面板 32 的操作，进行这些信息的选择和种类的选择。

[0071] 以上，说明了本发明的实施例，但本发明在上述实施例以外，在不脱离本发明的宗旨的范围内可以进行各种变形实施。

[0072] 进而，在上述实施例中包含各种阶段的发明，通过适当地组合所揭示的多个结构要素，能够抽出各种发明。例如，在即使从实施例所示的全部构成要素中删除若干个构成要素，也能够解决在发明内容部分中所述的课题，能够得到在发明内容部分中所述的效果的情况下，则也可以将删除了该构成要素的结构抽出作为发明。

[0073] 本发明并不只限于上述说明和实施例，在不脱离本发明的宗旨的范围可以进行各种变形实施，而这些变形实施也包含在本发明中。

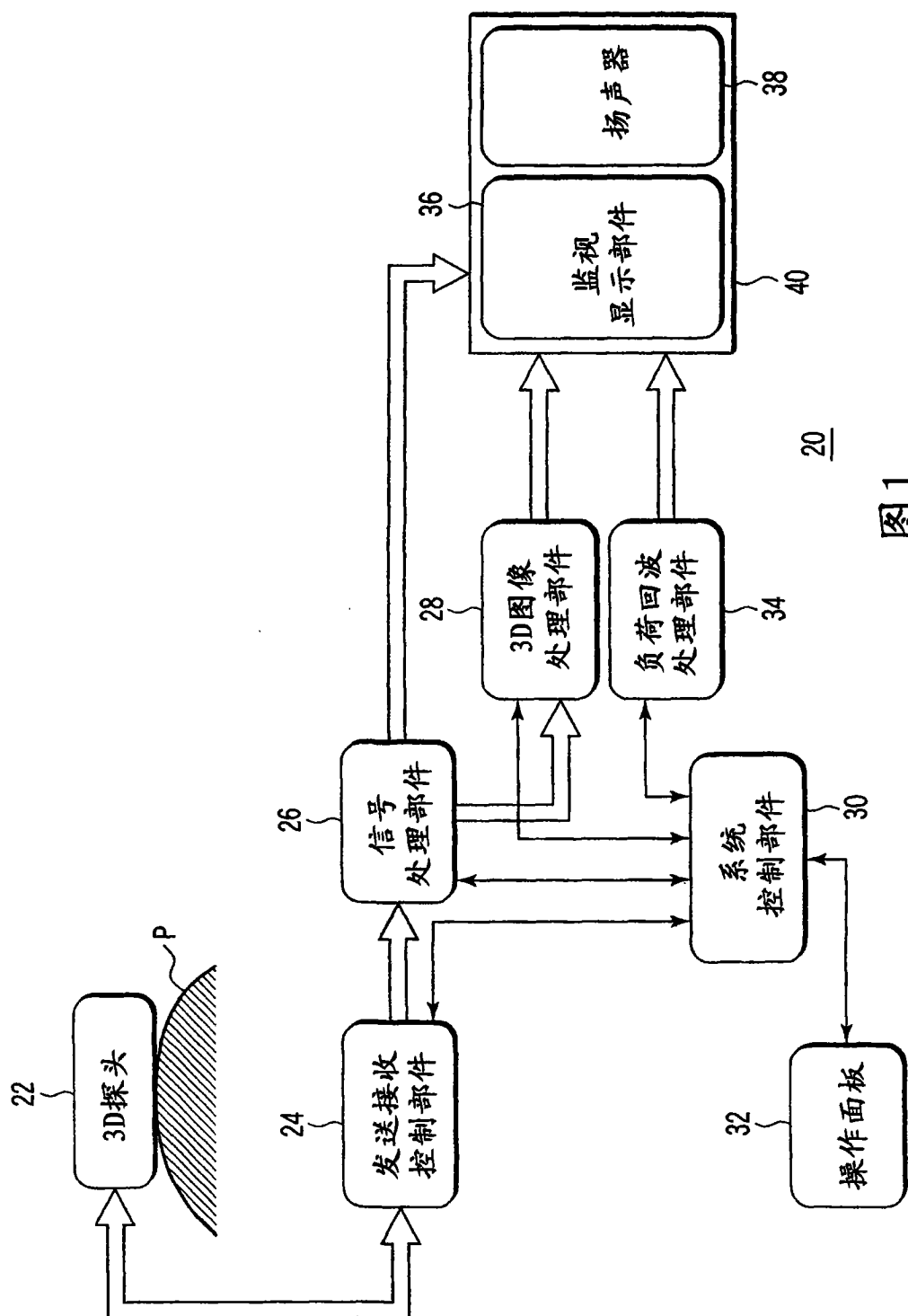


图1

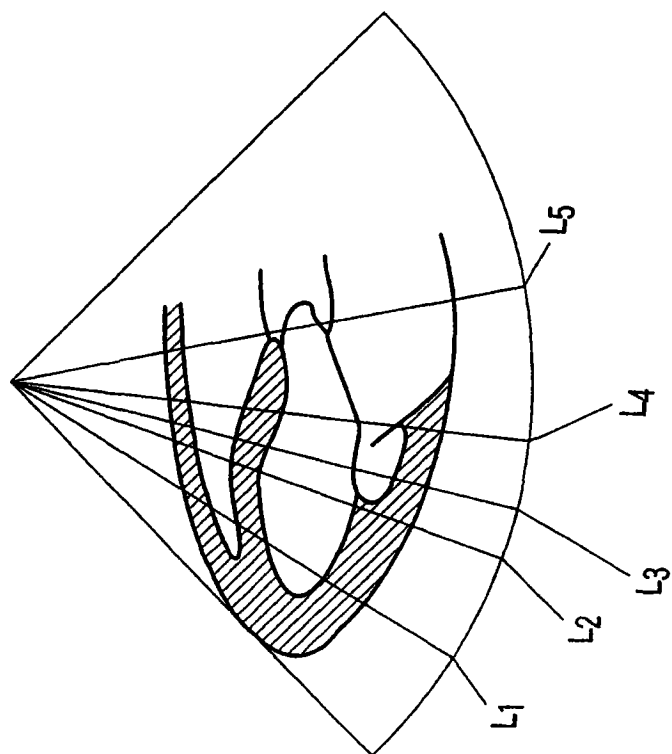


图 2B

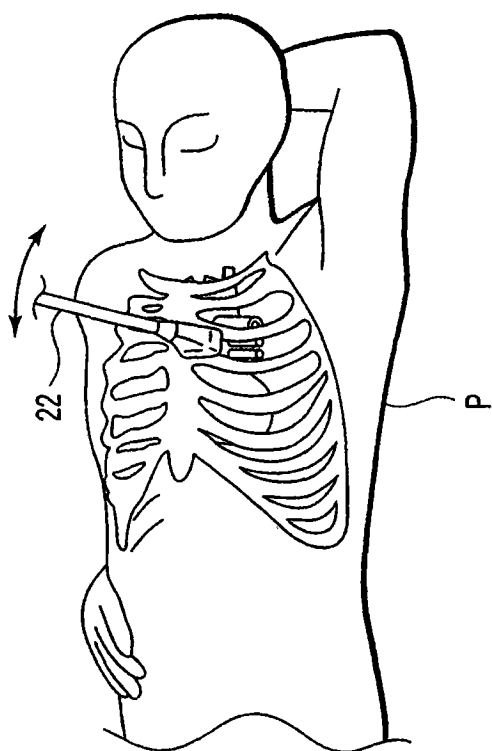


图 2A

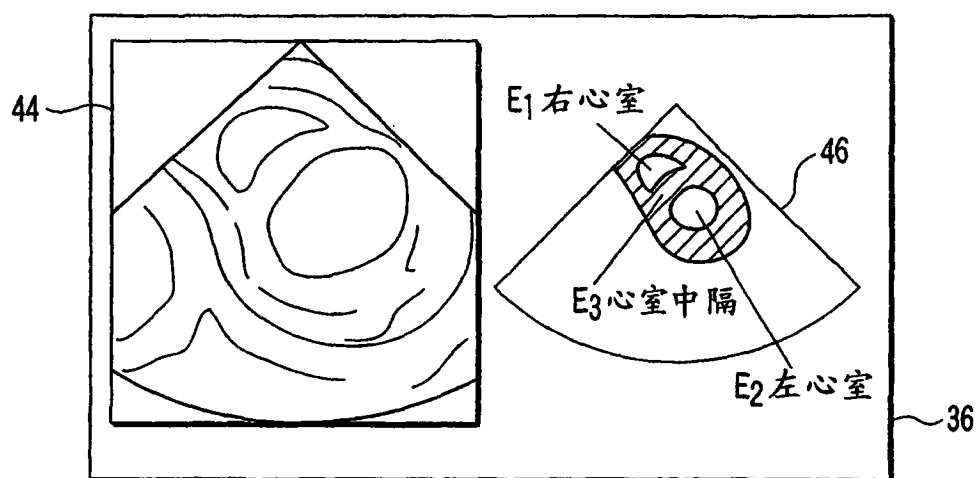


图 3A

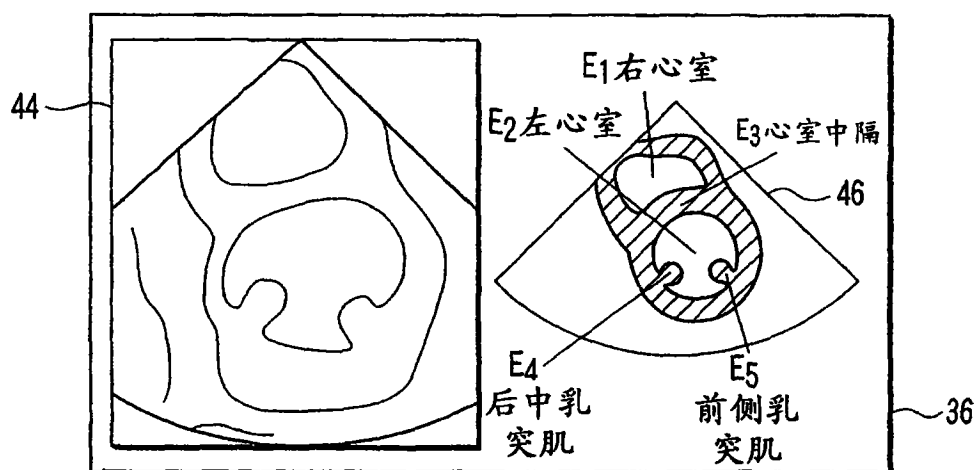


图 3B

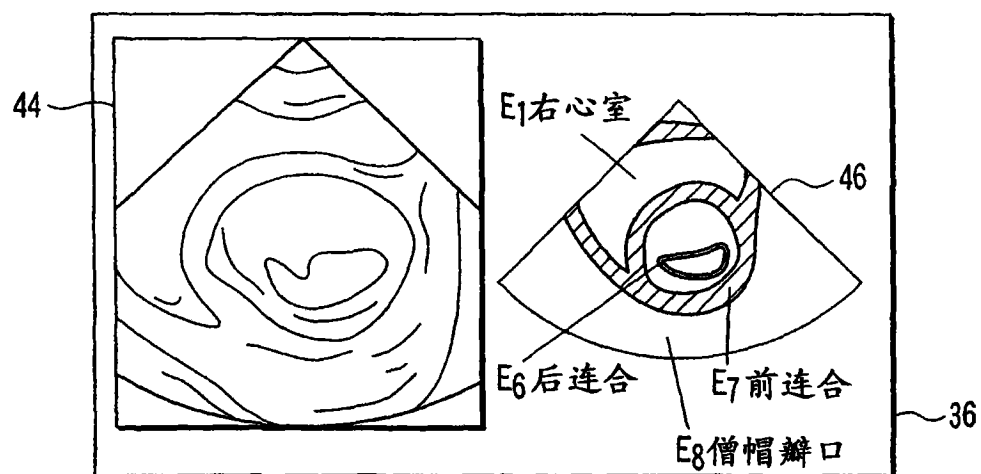


图 3C

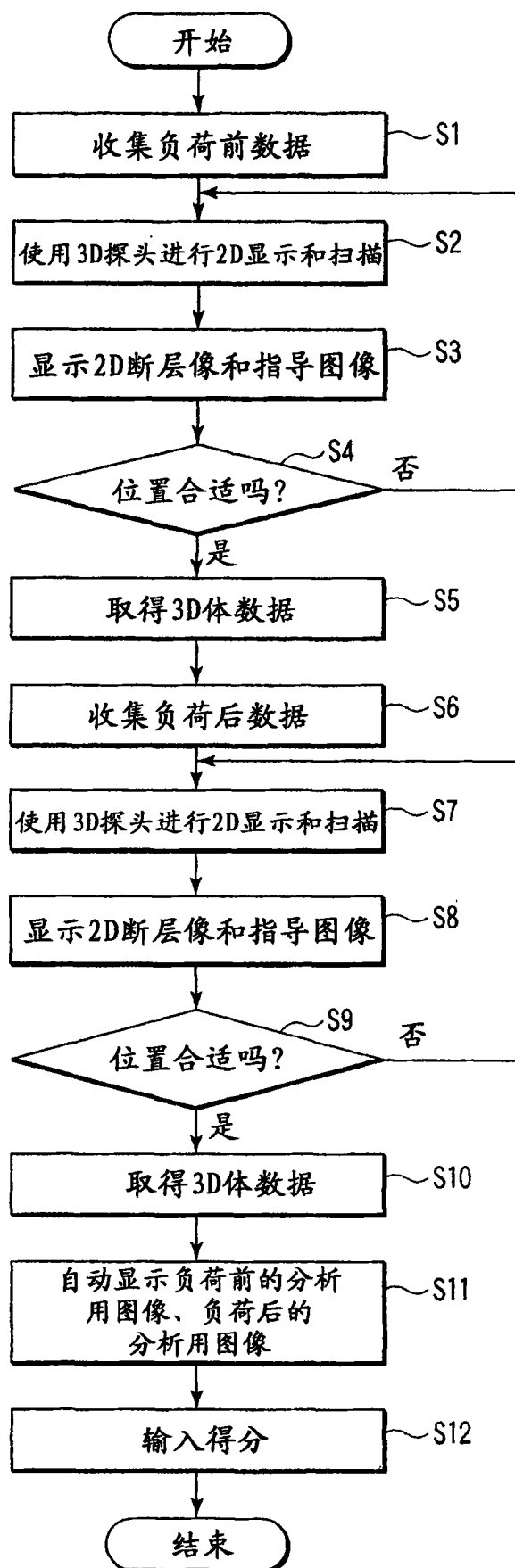


图 4

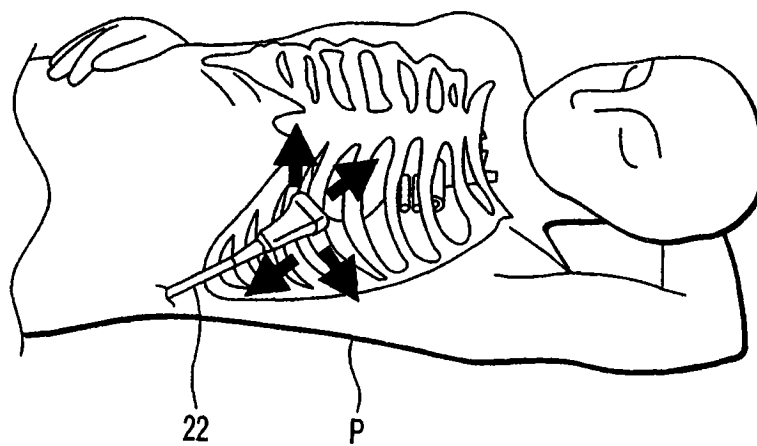


图 5

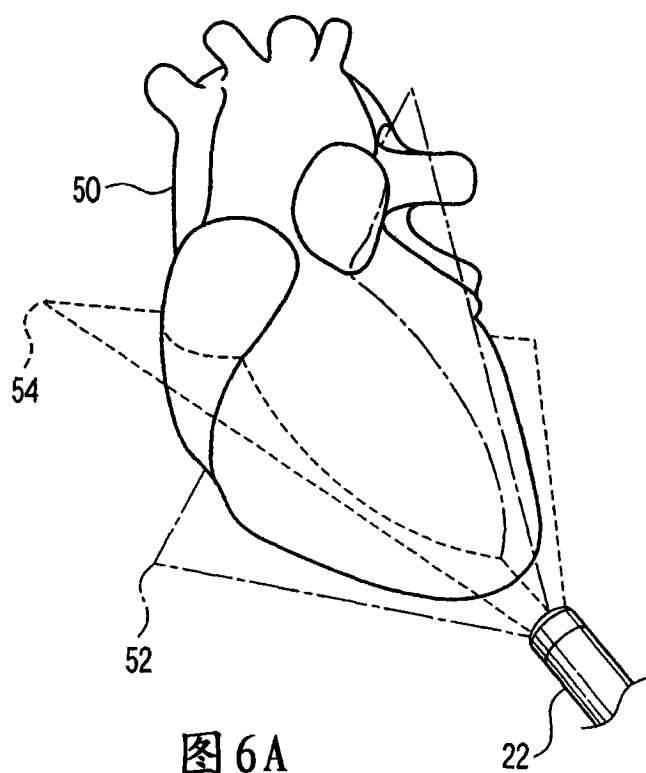


图 6A

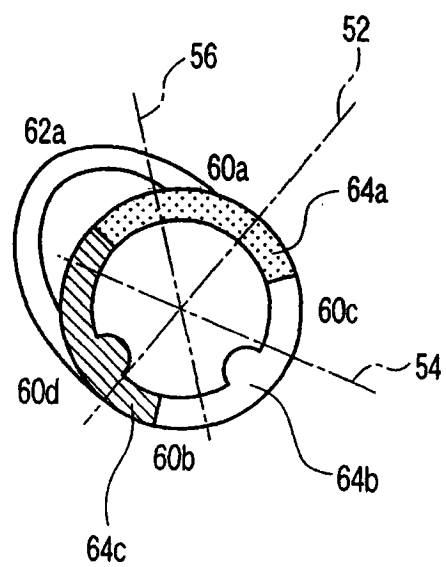


图 6B

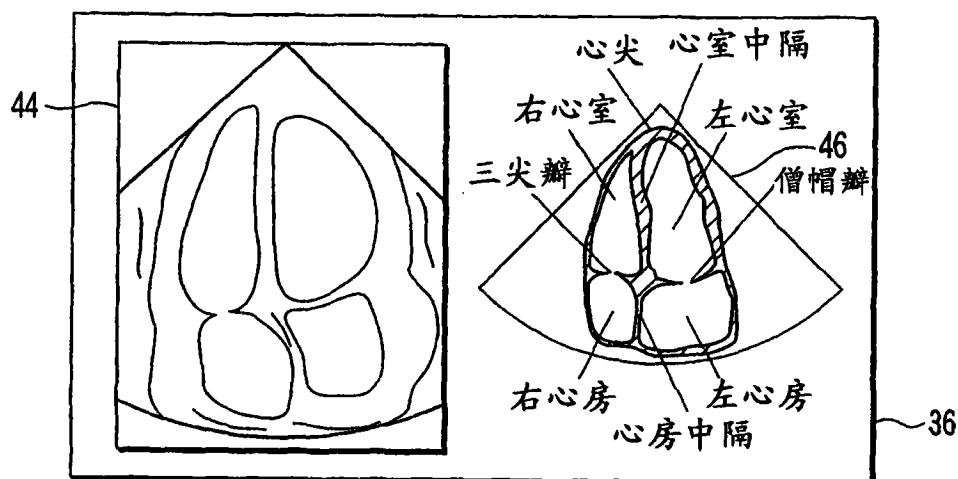


图 7A

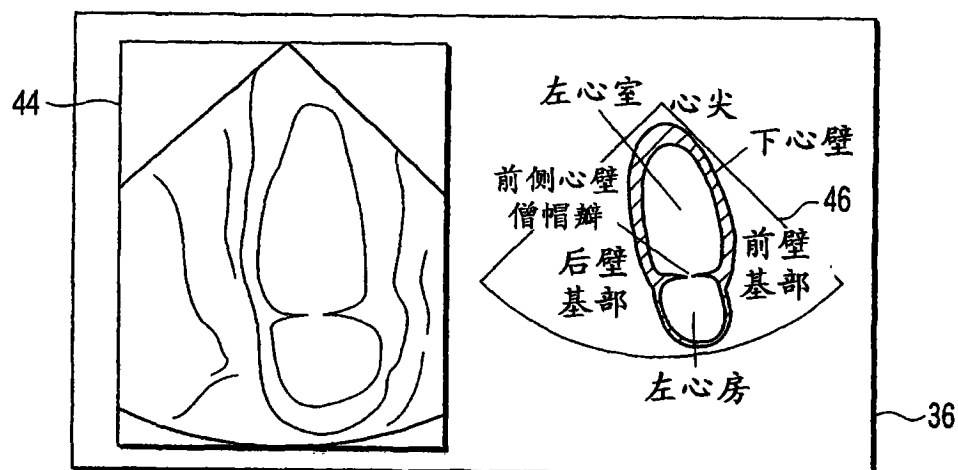


图 7B

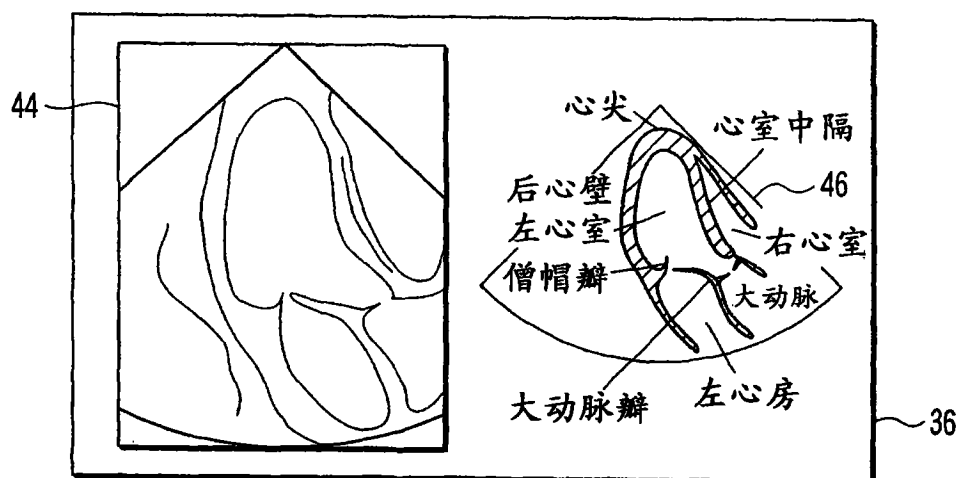


图 7C

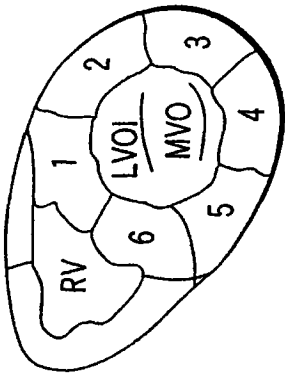


图 8A

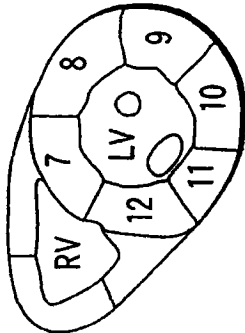


图 8B

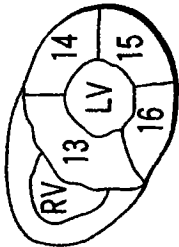


图 8C

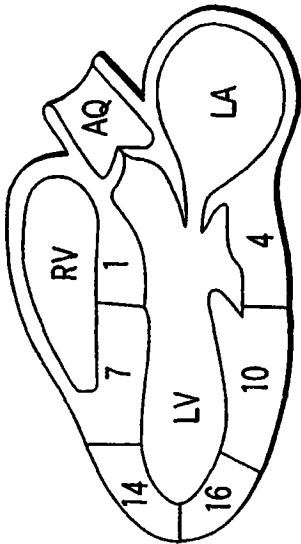


图 8D

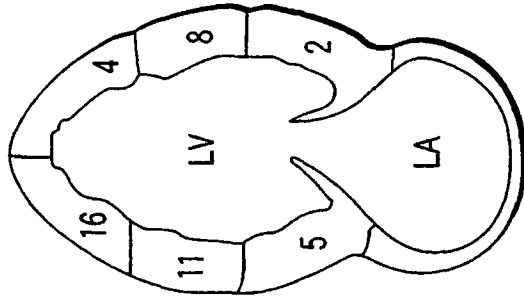


图 8E

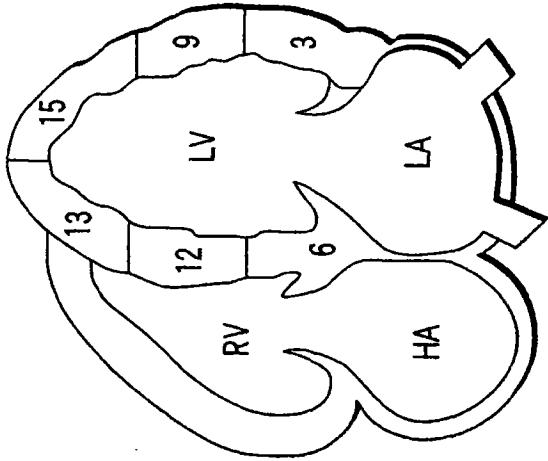


图 8F

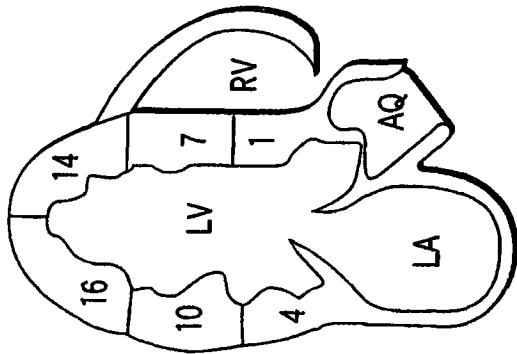
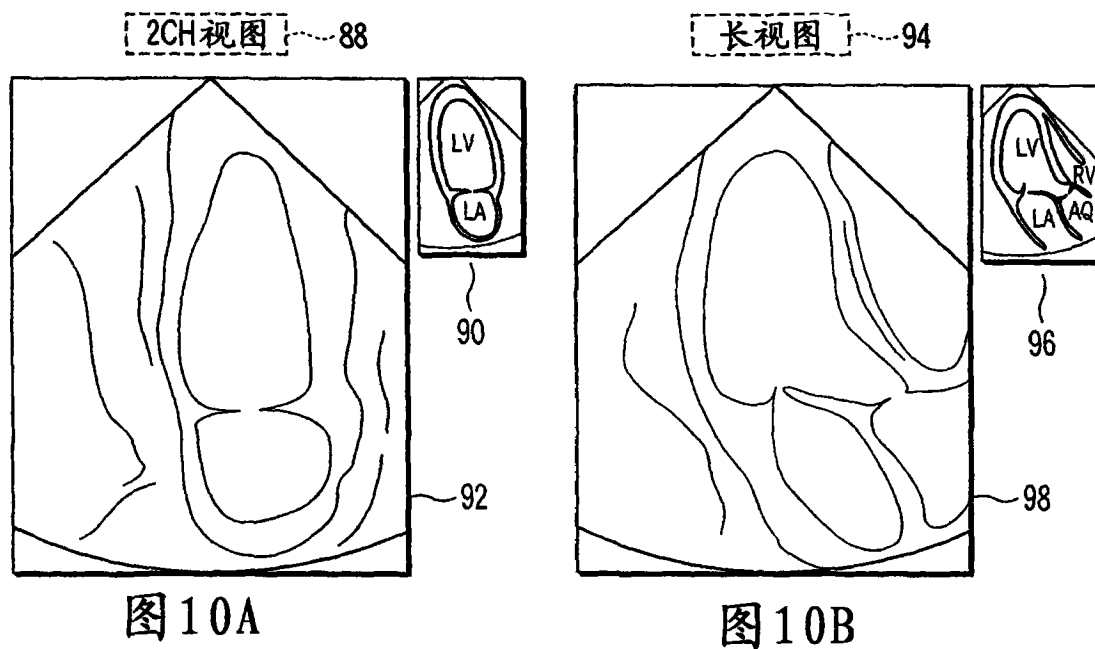
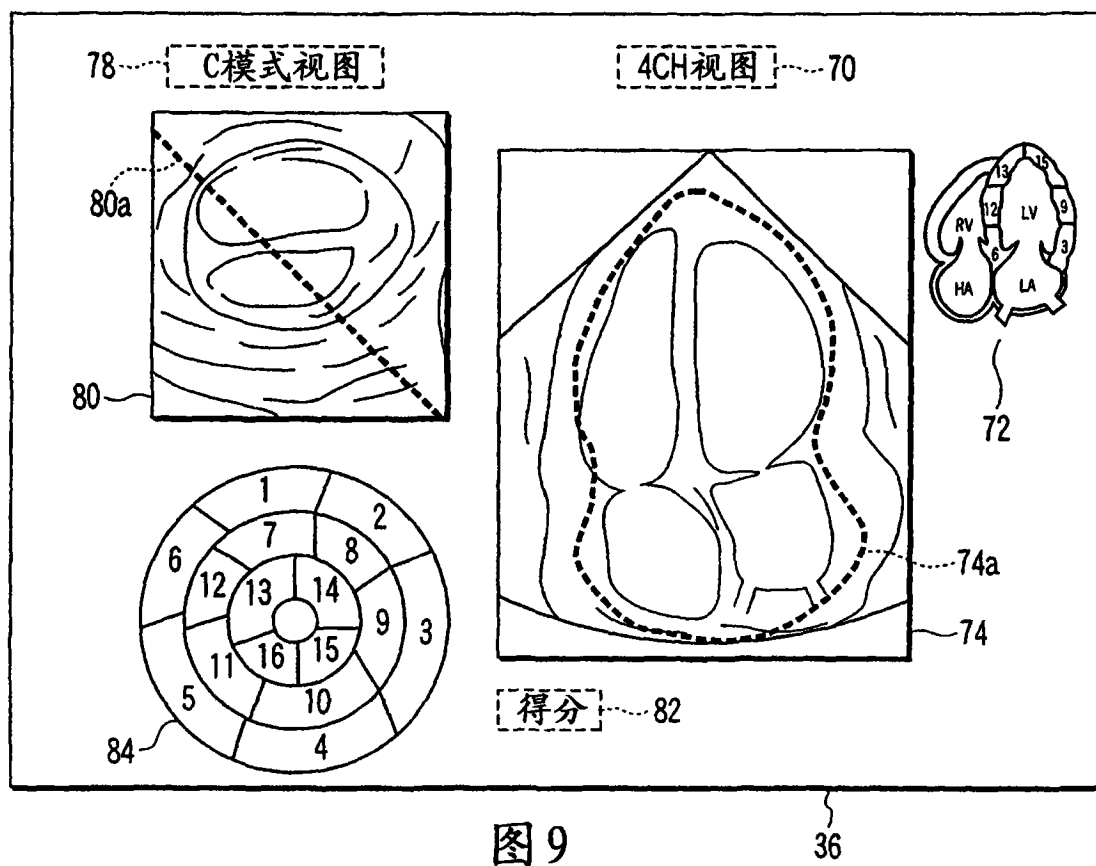


图 8G



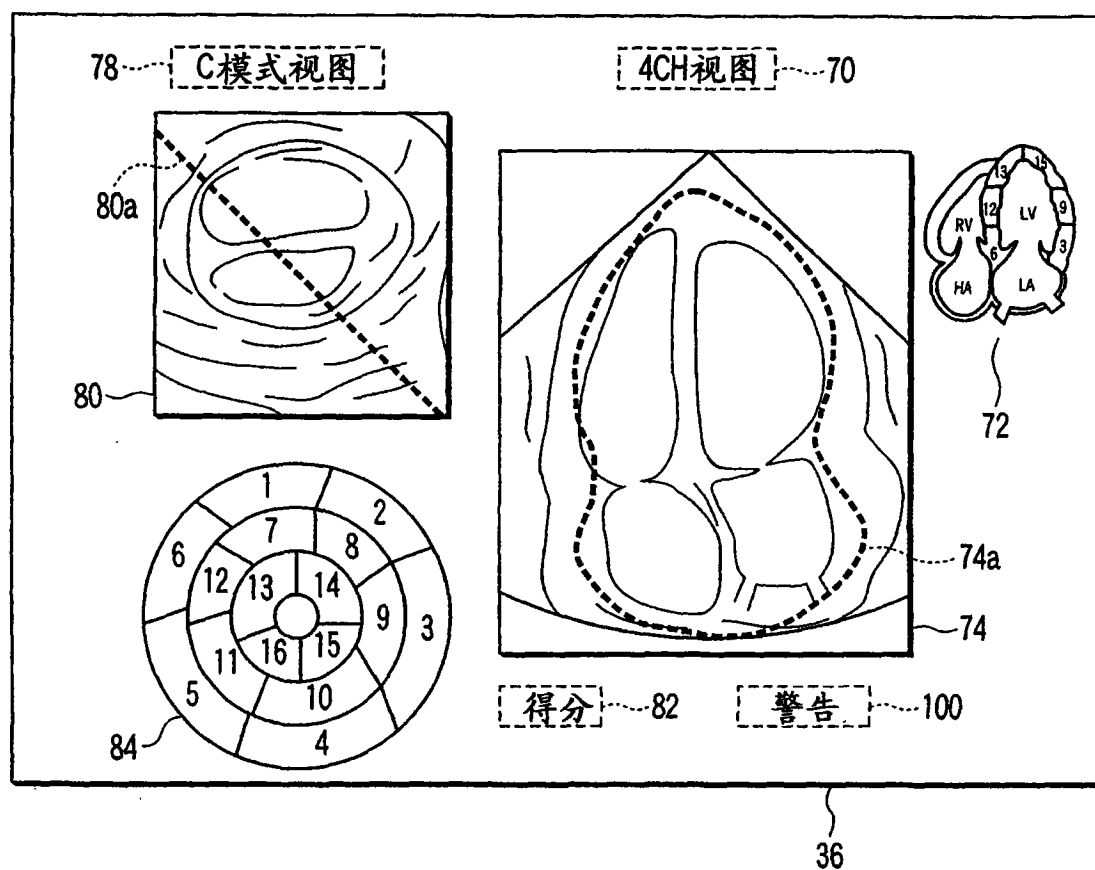


图 11

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN101081172B	公开(公告)日	2010-09-29
申请号	CN200710106541.2	申请日	2007-06-01
[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	市冈健一 瀧口宗基		
发明人	市冈健一 瀧口宗基		
IPC分类号	A61B8/13 A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/4884 A61B8/0883 A61B8/08 A61B8/14 A61B8/463 G01S15/8993 A61B8/483 G01S7/52074		
审查员(译)	黄曦		
优先权	2006153574 2006-06-01 JP		
其他公开文献	CN101081172A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的可基于3维超声波影像进行操作的超声波诊断装置在对施加负荷前后的被检体(P)实施心脏的壁运动机能诊断时,通过3D探头(22)进行规定时间的扫描,取得3D体数据,针对多个断面将心脏的断面显示在监视显示部件(36)上。另外,将探头与心脏的相对位置关系显示在监视显示部件(36)上,使得显示在上述监视显示部件(36)上的心脏的断面的显示角度恒定。

