



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101229067 B

(45) 授权公告日 2010.09.29

(21) 申请号 200710196799.6

(22) 申请日 2007.12.10

(30) 优先权数据

2007-013712 2007.01.24 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 滝本雅夫 泻口宗基 坂口文康

掛江明弘 鷺见笃司 中屋重光

(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 吴丽丽

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 1182357 A, 1998.05.20, 全文.

JP 特开 2000-135217 A, 2000.05.16, 全文.

CN 1541623 A, 2004.11.03, 全文.

US 5186176 A, 1993.02.16, 全文.

JP 特开 2006-180998 A, 2006.07.13, 全文.

US 5897499 A, 1999.04.27, 全文.

审查员 赵实

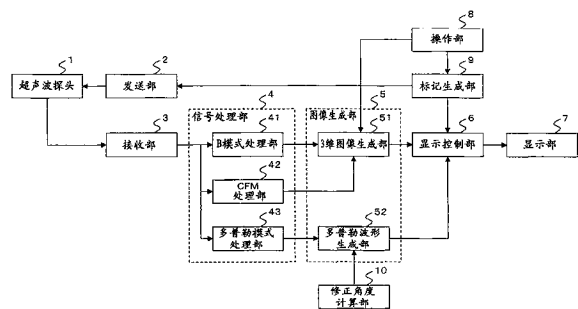
权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 6 页

(54) 发明名称

超声波图像取得装置

(57) 摘要

本发明提供一种超声波图像取得装置和超声波图像的取得方法,其中显示控制部将3维B模式图像和3维彩色多普勒图像重叠地显示在显示部上。标记生成部生成相互正交的3个面状的标记,显示控制部在3维B模式图像上等重叠3个面状的标记,显示在显示部上。图像生成部生成由3个面状的标记划分出的区域中存在于视点一侧的区域之外的区域的3维彩色多普勒图像数据。另外,图像生成部关于视点一侧的区域生成3维彩色多普勒图像数据。在存在于视点一侧的区域中在显示部上只显示3维彩色多普勒图像。将3个面状的标记的交点设定为样品标记,然后取得该交点的多普勒数据。



1. 一种超声波图像取得装置,其特征在于具有:

扫描部,用超声波扫描被检测体内;

图像生成部,根据由所述扫描部的扫描所取得的数据,生成表示所述被检测体内的形态的3维B模式图像数据和表示血流的3维彩色多普勒图像数据;

标记生成部,生成能够移动、并相互相交的第1面状的标记、第2面状的标记以及第3面状的标记;

显示控制部,在根据所述3维B模式图像数据的3维B模式图像和根据所述3维彩色多普勒图像数据的3维彩色多普勒图像上,将所述第1面状的标记、所述第2面状的标记以及所述第3面状的标记进行重叠并显示在显示部上,

其中,所述显示控制部在由所述第1面状的标记、所述第2面状的标记以及所述第3面状的标记所划分的区域中在预先设定的视点侧的注视区域上,只将所述3维彩色多普勒图像显示在所述显示部上;

所述扫描部从所述标记生成部接受所述第1面状的标记、所述第2面状的标记以及所述第3面状的标记的交点的坐标信息后,相对于与该交点对应的部位执行多普勒扫描;

所述图像生成部根据由所述多普勒扫描所取得的数据,生成表示所述交点的血流信息的多普勒数据。

2. 根据权利要求1所述的超声波图像取得装置,其特征在于:

所述图像生成部在由所述第1面状的标记、所述第2面状的标记以及所述第3面状的标记所划分的区域中将离所述预先设定的视点最近的区域作为所述注视区域,在所述注视区域只生成所述3维彩色多普勒图像数据,

所述显示控制部在所述注视区域中,将所述3维彩色多普勒图像显示在所述显示部上。

3. 根据权利要求1所述的超声波图像取得装置,其特征在于,

所述标记生成部生成与所述3维B模式图像以及所述3维彩色多普勒图像的3轴一致、互相正交的所述第1面状的标记、所述第2面状的标记以及所述第3面状的标记。

4. 根据权利要求1所述的超声波图像取得装置,其特征在于,

所述标记生成部根据来自操作者的标记移动指示,生成新的第1面状的标记,该新的第1面状的标记沿着正交于所述第1面状的标记的第1轴而进行移动;生成新的第2面状的标记,该新的第2面状的标记沿着正交于所述第2面状的标记的第2轴而进行移动;生成新的第3面状的标记,该新的第3面状的标记沿着正交于所述第3面状的标记的第3轴而进行移动;

所述图像生成部在由所述新的第1面状的标记、所述新的第2面状的标记以及所述新的第3面状的标记所划分的区域中所述注视区域中,只生成所述3维彩色多普勒图像数据;

所述显示控制部在所述注视区域中,将所述3维彩色多普勒图像显示在所述显示部上。

5. 根据权利要求4所述的超声波图像取得装置,其特征在于,

进一步具有用户接口,用于提供只沿着所述第1轴而使所述第1面状的标记移动的指示、只沿着所述第2轴而使所述第2面状的标记移动的指示、以及只沿着所述第3轴而使所

述第 3 面状的标记移动的指示。

6. 根据权利要求 1 所述的超声波图像取得装置,其特征在于,

所述图像生成部根据来自操作者的图像旋转指示,将所述第 1 面状的标记、所述第 2 面状的标记以及所述第 3 面状的标记的交点作为旋转中心,生成改变了所述视点的新的 3 维 B 模式图像数据和新的 3 维彩色多普勒图像数据;

所述显示控制部将根据所述新的 3 维 B 模式图像数据的 3 维 B 模式图像、和根据所述新的 3 维彩色多普勒图像数据的 3 维彩色多普勒图像进行重叠后显示在所述显示部上。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波图像取得装置,其特征在于,

所述图像生成部根据来自操作者的图像旋转指示生成新的 3 维彩色多普勒图像数据,该新的 3 维彩色多普勒图像数据使得由 3 维彩色多普勒图像数据所表示的血流方向和与所述第 1 面状的标记正交的第 1 轴、与所述第 2 面状的标记正交的第 2 轴、或者与所述第 3 面状的标记正交的第 3 轴的任意一个轴的方向是一致的;将由所述一致的轴的方向和所述旋转后的所述超声波的接收发送方向所成的角度作为角度 α ,并求得修正了所述角度 α 大小的角度的多普勒数据,所述角度 α 是由根据所述新的 3 维彩色多普勒图像数据的 3 维彩色多普勒图像和所述超声波的接收发送方向所成的角度。

8. 根据权利要求 7 所述的超声波图像取得装置,其特征在于,

进一步具有通知部,当所述角度 α 大于等于预先设定的规定角度时,将所述角度 α 大于等于所述规定角度的情况通知给操作者。

超声波图像取得装置

技术领域

[0001] 该发明涉及一种将超声波发送到被检测体,根据多普勒效应(Doppler effect)取得被检测体内流体的运动状态的超声波图像取得装置以及超声波图像的取得方法。

[0002] 背景技术

[0003] 为了测量血流的速度,使用可进行多普勒扫描(Doppler scan)的超声波图像取得装置。多普勒扫描是一种根据超声波多普勒法的原理取得被检测体内的血流信息的技术。在超声波诊断装置中,执行脉冲多普勒法(Pulse Wave:PW多普勒法)、或者连续波多普勒法(Continuous Wave:CW多普勒法),并实施观测血流信息的时间变化的方法。为了测量血流速度,一般执行脉冲多普勒法(Pulse Wave:PW多普勒法)。

[0004] 执行脉冲多普勒法时,必须在2维图像的B模式(B-mode)断层像上、彩色多普勒图像(colored Doppler imaging)上设定表示用于取得血流信息的位置的样品标记(sample marker)。

[0005] 例如,通过使用在扫描方向一列地配置了超声波振子的一维阵列探头而进行B模式扫描(B-mode scan),取得B模式断层像数据,在显示装置中显示作为2维图像的B模式断层像。另外,也有和B模式断层像一起显示彩色多普勒图像的情况。并且,进行多普勒扫描时,将可移动的样品标记显示在B模式断层像上,操作者根据其样品标记来指定取得血流信息的位置。根据样品标记而指定所希望的位置,当执行多普勒扫描时,得到其被指定的部分的多普勒信息(血流信息)。表示该血流信息的多普勒数据(Doppler data)的横轴表示时间,竖轴表示速度(频率)。该多普勒数据通常和B模式断层像一起被显示在显示装置上。另外,样品标记具有规定的宽度,操作者可以改变其宽度。在脉冲多普勒法中,可取得具有该宽度的观测点内的血流信息。

[0006] 另一方面,通过使用2维地配置有超声波振子的2维阵列探头(2D array probe),可以空间地扫描被检测体内并取得3维的生物信息。下面,有时将3维扫描称为“容积扫描”(volume scan)。通过进行该容积扫描,可以立体地显示3维空间内的诊断部位。在进行容积扫描时,为了取得血流信息,需要在显示装置上显示3维图像,并且显示样品标记,根据其样品标记指定想取得血流信息的位置(例如特开2006-180998号公报,特开2000-135217号公报)。

[0007] 在现有技术中,在3维空间上设定样品标记时,在相互正交的3个断面上分别生成平行的2维图像并显示在显示装置上。即,生成相互正交的3个2维图像并显示在显示装置上。并且,操作者对于3个2维图像按顺序地移动视线,通过在3个2维图像上分别设定样品标记,在3维空间上设定了样品标记。

[0008] 但是,由于通过使用2维阵列探头可以取得3维图像,比起使用1维阵列探头来说,在所取得的信息中增加空间的进深信息。其结果,为了取得多普勒信息(血流信息),必须在显示装置的画面上指定3维空间上的1点。当将3个2维图像显示在显示装置上时,要在各个2维图像上设定样品标记。因此,对操作者来说,比起使用了1维阵列探头时,其操作变得十分复杂,难以将样品标记设定在所希望的位置。其结果,会产生诊断时间变长,

检查效率下降的问题。

[0009] 因此,希望有下述超声波图像取得装置,即,操作者分别注视 3 个断面的 2 维图像,不需要在各自的 2 维图像上设定样品标记,而只注视 3 维图像从而可以简单地设定样品标记。

[0010] 发明内容

[0011] 该发明的目的为提供一种在 3 维图像上可以简便地指定取得血流信息的位置的超声波图像取得装置以及超声波图像的取得方法。

[0012] 该发明的第 1 方式为:一种超声波图像取得装置,其特征在于具有:扫描部,用超声波扫描被检测体内;图像生成部,根据由所述扫描部的扫描所取得的数据,生成表示所述被检测体内的形态的 3 维 B 模式图像数据和表示血流的 3 维彩色多普勒图像数据;标记生成部,生成可移动、并相互相交的第 1 面状的标记、第 2 面状的标记以及第 3 面状的标记;显示控制部,在根据所述 3 维 B 模式图像数据的 3 维 B 模式图像和根据所述 3 维彩色多普勒图像数据的 3 维彩色多普勒图像上,将所述第 1 面状的标记、所述第 2 面状的标记以及所述第 3 面状的标记进行重叠并显示在显示部上,其中,所述显示控制部在由所述第 1 面状的标记、所述第 2 面状的标记以及所述第 3 面状的标记所划分的区域中在预先设定的视点侧的注视区域上,只将所述 3 维彩色多普勒图像显示在所述显示部上;所述扫描部从所述标记生成部接受所述第 1 面状的标记、所述第 2 面状的标记以及所述第 3 面状的标记的交点的坐标信息后,相对于与该交点对应的部位执行多普勒扫描;所述图像生成部根据由所述多普勒扫描所取得的数据,生成表示所述交点的血流信息的多普勒数据。

[0013] 根据该第 1 方式,由于在由 3 个面状的标记所划分的区域,即存在于视点侧的注视区域中只显示 3 维彩色多普勒图像,因此如果使该区域包含有想取得血流信息的部位的话,可以容易观察地显示其部位的血流状态。这样,由于想取得血流信息的部位变得容易观察,因此可以简单地指定取得血流信息的位置。进一步,通过将 3 个面状的标记的交点作为取得多普勒信息的位置(样品标记的设定位置),可以简单地指定想取得血流信息的位置。

[0014] 附图说明

[0015] 图 1 是表示该发明实施方式的超声波图像取得装置的方框图。

[0016] 图 2 是表示 3 维 B 模式图像的显示例的图。

[0017] 图 3 是表示具有面状形状的标记的显示例的图。

[0018] 图 4 是表示 3 维彩色多普勒图像的显示例的图。

[0019] 图 5 是表示 3 维图像的旋转的 1 个例子的图。

[0020] 图 6 是表示用户接口的 1 个例子的俯视图。

[0021] 图 7A 是说明求用于血流信息的角度修正的角度的操作和处理的图。

[0022] 图 7B 是说明求用于血流信息的角度修正的角度的操作和处理的图。

[0023] 图 8 是说明该发明的实施方式的超声波图像取得装置进行的一系列动作的流程图。

具体实施方式

[0024] 参照图 1 说明该发明的实施方式的超声波图像取得装置。图 1 是表示该发明的实施方式的超声波图像取得装置的方框图。

[0025] 该实施方式的超声波图像取得装置是一种可对应下述模式而动作的装置,即,显示 B 模式断层像的 B 模式、将超声波波束 (beam) 方向的反射源的时间上的位置变化作为运动曲线而显示的 M 模式、显示血流信息的多普勒模式 (脉冲多普勒 (PW) 或者连续波多普勒 (CW))、或者显示血流信息的 CFM (Color Flow Mapping) 模式等。

[0026] 在该实施方式中,说明作为诊断部位的 1 个例子而拍摄心脏的情况。具体地说,是说明观察心脏的瓣膜 (valve) 的血液逆流的情况。

[0027] 超声波探头 1 中使用了 2 维地配置有多个超声波振子 (ultrasonic transducer) 的 2 维阵列探头。该超声波探头 1 可以执行容积扫描而取得 3 维的生物信息。另外,超声波探头 1 也可以通过使得在扫描方向配置成 1 列的多个超声波振子沿与扫描方向正交的方向 (摇动方向) 进行摇动,从而能进行 3 维空间的扫描的 1 维阵列探头。

[0028] 发送部 2 将电信号提供给超声波探头 1 而产生超声波。发送部 2 具有未图示的时钟 (clock) 发生电路、发送延迟电路以及脉冲发生器 (pulsar) 电路。时钟发生电路产生决定超声波信号的发送定时 (timing) 和发送频率的时钟信号。发送延迟电路在超声波发送时进行延迟并实施发送聚焦。脉冲发生器电路内含对应了各个超声波振子的个别信道 (channel) 个数大小的脉冲发生器,以被延迟了的发送定时产生驱动脉冲,并提供给超声波探头 1 的各个超声波振子。

[0029] 接收部 3 接收来自超声波探头 1 的信号。接收部 3 具有未图示的前置放大器 (preamplifier) 电路、A/D 变换电路以及接收延迟·加法电路。前置放大器电路将从超声波探头 1 的各超声波振子所输出的回波 (echo) 信号按照每个接收信道进行放大。A/D 变换电路将被放大的回波信号进行 A/D 变换。接收延迟·加法电路将决定接收指向性而需要的延迟时间提供给 A/D 变换后的回波信号,并进行相加。通过其相加而对来自和接收指向性方向对应的方向的反射成分进行强调。

[0030] 另外,超声波探头 1、发送部 2 以及接收部 3 构成该发明的“扫描部”的 1 个例子。

[0031] 信号处理部 4 具有 B 模式处理部 41、CFM 处理部 42 以及多普勒模式处理部 43。从接收部 3 输出的数据在任意处理部进行规定的处理。

[0032] B 模式处理部 41 进行回波的振幅信息的显像,从回波信号生成 B 模式超声波光栅数据 (raster data)。具体地说,B 模式处理部 41 对从接收部 3 所发送的信号进行带通滤波器 (Band Pass Filter) 处理,之后,检波输出信号的包络线,并对进行了检波的数据实施对数变换的压缩处理。

[0033] CFM 处理部 42 进行运动中的血流信息的显像,并生成彩色超声波光栅数据。血流信息有速度、分散、功率 (power) 等信息,血流信息是作为 2 值化信息而得到的。具体地说,CFM 处理部 42 由相位检波电路、MTI 滤波器、自相关器以及流速·分散运算器而构成。该 CFM 处理部 42 进行用于分离组织信号和血流信号的高通滤波器处理 (MTI 滤波器处理),通过自相关处理对多点求得血流的移动速度、分散、功率等血流信息。此外,也有进行用于降低及削减组织信号的非线性处理的情况。

[0034] 多普勒模式处理部 43 由脉冲多普勒法 (PW 多普勒法) 或连续波多普勒法 (CW 多普勒法) 生成血流信息。例如,根据脉冲多普勒法,因为使用了脉冲波,所以可以检测出某个特定深度的多普勒偏移频率 (Doppler shift frequency) 成分。这样,根据脉冲多普勒法可以测量特定部位的速度和检测血流的速度。多普勒模式处理部 43 通过对于从接收部 3

发送的信号将具有规定大小的样品标记（血流观测点）内的接收信号进行相位检波，取出多普勒偏移频率成分，进一步通过进行FFT(Fast Fourier Transform)处理，生成表示样品标记（血流观测点）内的血流速度的多普勒频率分布。

[0035] 图像生成部5具有3维图像生成部51和多普勒波形生成部52。3维图像生成部51将以扫描线信号列所表示的信号处理后的数据变换为基于空间坐标的坐标系的数据（扫描变换(scan conversion)处理)。3维图像生成部51通过对从B模式处理部41输出的信号处理后的数据实施扫描变换处理，生成表示被检测体的组织形状的B模式图像数据。另外，3维图像生成部51通过对从CFM处理部42输出的信号处理后的数据实施扫描变换处理，生成彩色多普勒图像数据（彩色流映像数据）。

[0036] 例如，执行容积扫描而取得容积数据时，3维图像生成部51根据在其容积数据实施容积描绘(volume rendering)，生成3维B模式图像数据（以下称为“3维B模式图像数据”）、和3维彩色多普勒图像数据（以下称为“3维彩色多普勒图像数据”）。另外，3维图像生成部51也可以通过对容积数据实施MPR处理(Multi PlannarReconstruction)，生成任意断面的图像数据(MPR图像数据)。3维B模式图像数据、3维彩色多普勒图像数据以及MPR图像数据等的超声波图像数据被输出到显示控制部6。

[0037] 多普勒波形生成部52根据从多普勒模式处理部43所输出的信号处理后的数据，生成血流速度信息等的多普勒数据。

[0038] 显示控制部6从3维图像生成部51接受3维B模式图像数据、3维彩色多普勒图像数据或者MPR图像数据等的超声波图像数据，并将根据3维B模式图像数据的3维B模式图像、根据3维彩色多普勒图像数据的3维彩色多普勒图像或者根据MPR图像数据的MPR图像显示在显示部7。例如，当显示控制部6接收3维B模式图像数据和3维彩色多普勒图像数据后，在3维B模式图像重叠3维彩色多普勒图像并显示在显示部7上。另外，显示控制部6从多普勒波形生成部52接受血流信息等的多普勒数据后，将其多普勒数据与3维B模式图像和3维彩色多普勒图像等一起显示在显示部7。由此，横轴表示时间，纵轴表示速度（频率）的多普勒数据被显示在显示部7上。

[0039] 图2表示3维B模式图像的显示例。例如如图2所示，显示控制部6将3维B模式图像20显示在显示部7，进一步，将格子状的辅助刻度21与该3维B模式图像20重叠显示在显示部7上。该辅助刻度21被设定为覆盖3维B模式图像20的整体。

[0040] 标记生成部9生成具有面状形状的标记。该实施方式中，标记生成部9生成互相交叉的3个面状的标记。例如，标记生成部9生成互相正交的3个面状的标记。显示控制部6将这些面状的标记重叠在3维B模式图像和3维彩色多普勒图像上并显示在显示部7上。

[0041] 图3表示具有面状形状的标记的显示例。在该实施方式中，X轴（第1轴）、Y轴（第2轴）以及Z轴（第3轴）构成正交坐标系，各轴互相正交。面状标记的坐标系和3维B模式图像以及3维彩色多普勒图像的坐标系一致，任意一个的坐标系都是由图3所示的X轴、Y轴、Z轴所构成的。例如如图3所示，标记生成部9生成与X轴正交的面状标记22X、与Y轴正交的面状标记22Y以及与Z轴正交的面状标记22Z。显示控制部6将这些3个面状标记22X、22Y、22Z与3维B模式图像和3维彩色多普勒图像重叠并显示在显示部7。

[0042] 面状标记22X可沿X轴移动，面状标记22Y可沿Y轴移动，面状标记22Z可沿Z轴

移动。并且,操作者利用操作部 8 提供面状标记 22X、22Y、22Z 的移动指示后,标记生成部 9 生成根据其移动指示而改变了显示位置的新的面状标记 22X、22Y、22Z。显示控制部 6 将这些新的面状标记 22X、22Y、22Z 与 3 维 B 模式图像、3 维彩色多普勒图像重叠并显示在显示部 7 上。另外,标记生成部 9 可以按照辅助刻度 10 的最小刻度的间隔来限制面状标记 22X、22Y、22Z 的移动。

[0043] 另外,标记生成部 9 作为初始设定,可以在将 3 维 B 模式图像分割为 8 等分的位置生成面状的标记 22X、22Y、22Z。例如,标记生成部 9 在将格子状的辅助刻度 21 的整体进行 8 等分的位置生成面状的标记 22X、22Y、22Z。这样,显示控制部 6 作为初始设定的位置,在将辅助刻度 21 进行 8 等分的位置将面状的标记 22X、22Y、22Z 显示在显示部 7。

[0044] 3 维图像生成部 51 从标记生成部 9 接收面状标记 22X、22Y、22Z 的坐标信息,在用这些面状标记 22X、22Y、22Z 所划分的区域中,生成位于预先设定的视点侧的区域 24 以外的区域的 3 维 B 模式图像数据。该区域 24 相当于该发明的“注视区域”的 1 个例子。进一步详细地说明的话,3 维图像生成部 51 生成在用这些面状标记 22X、22Y、22Z 所划分的区域中、位于离预先设定的视点侧最近的区域 24 以外的区域的 3 维 B 模式图像数据。

[0045] 上述视点相当于在容积描绘中由操作者指定的视点。因此,3 维图像生成部 51 生成在由面状标记 22X、22Y、22Z 所包围的区域中、在容积描绘中被指定的视点侧的区域 24 以外的区域的 3 维 B 模式图像数据。这时,3 维图像生成部 51 在区域 24 生成 3 维彩色多普勒图像数据。并且,显示控制部 6 将根据区域 24 以外的区域的 3 维 B 模式图像数据而形成的 3 维 B 模式图像和根据区域 24 中的 3 维彩色多普勒图像数据而形成的 3 维彩色多普勒图像进行重叠,并显示在显示部 7 上。

[0046] 图 4 表示 3 维彩色多普勒图像的显示例。由 3 维图像生成部 51 生成区域 24 的 3 维彩色多普勒图像数据后,例如如图 4 所示,显示控制部 6 将区域 24 的 3 维彩色多普勒图像 23 显示在显示部 7。这时,3 维图像生成部 51 生成区域 24 以外的区域的 3 维 B 模式图像数据,显示控制部 6 将区域 24 以外的区域的 3 维 B 模式图像和区域 24 的 3 维彩色多普勒图像重叠并显示在显示部 7 上。就是说,显示控制部 6 将区域 24 以外的区域的 3 维 B 模式图像和区域 24 的 3 维彩色多普勒图像一起显示在显示部 7。

[0047] 例如,观察心脏的瓣膜的血液逆流时,操作者边观察被显示在显示部 7 上的图像边利用操作部 8 提供面状标记 22X、22Y、22Z 的移动指示,使得产生其逆流的部位被包含在区域 24 中。这样,产生逆流的部位作为 3 维彩色多普勒图像 23 被显示在显示部 7。

[0048] 另外,3 维图像生成部 51 也可以生成包含区域 24 在内的所有区域的 3 维彩色多普勒图像数据。这时,显示控制部 6 将所有区域的 3 维彩色多普勒图像和区域 24 以外的区域的 3 维 B 模式图像进行重叠并显示在显示部 7。

[0049] 另外,发送部 2 从标记生成部 9 接收区域 24 的坐标信息,只对其区域 24 执行在彩色模式下的扫描。并且,通过 CFM 处理部 42 和 3 维图像生成部 51 生成区域 24 的 3 维彩色多普勒图像数据。显示控制部 6 将区域 24 的 3 维彩色多普勒图像和区域 24 以外的区域的 3 维 B 模式图像进行重叠并显示在显示部 7 上。

[0050] 另外,发送部 2 也可以对包含区域 24 的所有区域执行在彩色模式下的扫描。这时,3 维图像生成部 51 从由其扫描而取得的数据中抽出区域 24 的 3 维彩色多普勒图像数据。显示控制部 6 将根据被抽出的 3 维彩色多普勒图像数据的 3 维彩色多普勒图像显示在显示

部 7 上。

[0051] 例如,在观察心脏的瓣膜的血液逆流时,预先决定其逆流的速度和发生逆流的时间相位。3 维图像生成部 51 根据其速度和时间相位,从扫描所得到的数据中抽出表示血液的逆流的 3 维彩色多普勒图像数据。并且,显示控制部 6 将区域 24 的 3 维彩色多普勒图像和区域 24 以外的区域的 3 维 B 模式图像重叠后显示在显示部 7 上。

[0052] 进一步,3 维图像生成部 51 即使是在区域 24 以外的区域,也可以不生成 3 维 B 模式图像数据而生成沿着包围区域 24 的面的 B 模式断层像数据。显示控制部 6 令根据其 B 模式断层像数据的 B 模式断层像显示在显示部 7 上。

[0053] 另外,3 维图像生成部 51 通过根据来自操作部 8 的旋转指示改变视线方向而进行描绘,从而生成改变了视线方向的 3 维 B 模式图像数据和 3 维彩色多普勒图像数据。显示控制部 6 令改变了视线方向的 3 维 B 模式图像和 3 维彩色多普勒图像显示在显示部 7 上。

[0054] 图 5 表示 3 维图像的旋转的 1 个例子。例如如图 5 所示,通过将面状的标记 22X、22Y、22Z 的交点作为 3 维图像的旋转中心,操作者可以容易地把握旋转的情况。

[0055] 面状的标记 22X、22Y、22Z 的交点被未图示的控制部设定在样品标记的位置。当操作者利用操作部 8 提供多普勒扫描执行的指示后,发送部 2 根据来自控制部的指示,从标记生成部 9 接收面状的标记 22X、22Y、22Z 的交点的坐标信息,并对于对应其交点坐标的部位执行由脉冲多普勒法进行的多普勒扫描。然后,多普勒模式处理部 43 根据由该多普勒扫描而取得的接收信号,生成表示对应其交点的部位的血液信息的多普勒频率分布。多普勒波形生成部 52 根据其多普勒频率分布,生成表示血流速度的时间变化的多普勒数据。显示控制部 6 从多普勒波形生成部 52 接收到多普勒数据后,将其多普勒数据显示在显示部 7 上。这时,显示控制部 6 也可以令多普勒数据与 3 维 B 模式图像和 3 维彩色多普勒图像一起显示在显示部 7 上。

[0056] 例如,当观察瓣膜的血液逆流时,为了使得产生该逆流的部位被包含在区域 24 中,操作者边观察显示在显示部 7 上的图像,边利用操作部 8 使面状的标记 22X、22Y、22Z 移动。通过使产生逆流的部位包含在区域 24 上,产生逆流的部位作为 3 维彩色多普勒图像 23 而被显示在显示部 7 上。这样,操作者就可以详细地观察产生逆流的部位。

[0057] 进一步,当产生血液逆流时,通常在逆流的喷出口设定样品标记,取得该喷出口的多普勒数据。为此,操作者边观察表示血液逆流的 3 维彩色多普勒图像 23,边利用操作部 8 使得面状标记 22X、22Y、22Z 的交点与该喷出口的位置相一致。由此,在喷出口的位置设定样品标记,取得该喷出口的多普勒数据。

[0058] 如上所述,根据该实施方式,在被面状的标记 22X、22Y、22Z 所包围的区域中、存在于视线一侧的区域 24 中,不显示 3 维 B 模式图像,而只显示 3 维彩色多普勒图像 23。通过这样,为了在其区域 24 包含有想取得血液信息的部位,通过使面状标记 22X、22Y、22Z 进行移动,可以容易观察该部位的血液状态地进行显示。

[0059] 然后,通过将面状标记 22X、22Y、22Z 的交点作为样品标记的设定位置,操作者提供面状标记 22X、22Y、22Z 的移动指示,由于可以根据其交点来指定想取得血液信息的位置,因此可以简便地指定想取得血液信息的位置。

[0060] 操作部 8 由键盘 (keyboard)、鼠标 (mouse)、轨迹球 (trackball) 或者 TCS (Touch Command Screen) 等构成。操作者通过使用操作部 8,可以设定相对于容积数据的投影光线

的投影方向（视线方向）和关心区域（Region Of Interest）(ROI)。

[0061] 另外，操作部 8 具有用户接口，用于使得面状标记 22X 只沿着 X 轴移动，使得面状标记 22Y 只沿着 Y 轴移动，使得面状标记 22Z 只沿着 Z 轴移动。该用户接口的大概构成表示在图 6 中。图 6 是表示用户接口的 1 个例子的俯视图。

[0062] 用户接口 91 具有指握钮（つまみ）91X、91Y、91Z。指握钮 91X、91Y、91Z 分别以 120 度的间隔而进行配置，可将中心部 91a 作为中心向放射方向进行直线状地移动。指握钮 91X 是用于使面状标记 22X 沿 X 轴移动的接口。指握钮 91Y 是用于使面状标记 22Y 沿 Y 轴移动的接口。就是说，指握钮 91Z 是用于使面状 22Z 沿 Z 轴移动的接口。

[0063] 例如，操作者使得指握钮 91X 直线状地进行移动后，标记生成部 9 根据其指握钮 91X 的移动量，在对应其移动量的显示位置上生成新的面状标记 22X。显示控制部 6 使其新的面状标记 22X 显示在显示部 7 上。这样，标记 22X、22Y、22Z 可以通过可按直线状移动的指握钮 91X、91Y、91Z 而进行移动。指握钮 91X、91Y、91Z 只可以按直线状地移动，和轨迹球相比，移动的自由度少，因此可以使得面状的标记 22X、22Y、22Z 简单地移动到希望的位置。

[0064] 另外，多普勒检查时，需要根据由超声波的接收发送方向和血流方向所成的角度，修正血流信息。当显示 2 维的断层像，在其断层像上设定样品标记并取得血流信息时，操作者通过操作于角度修正的角度标记而使血流方向和角度标记平行，求得由血流方向和超声波的接收发送方向所成的角度，并根据该角度来修正血流信息。这样，将 2 维的断层像作为对象来设定角度标记时，由于断层像为平面形状，因此角度标记的设定操作容易。但是，在 3 维的彩色多普勒图像上，由于向图像里有进深，所以难以进行角度标记的设定。

[0065] 因此，在该实施方式中，设置修正角度计算部 10，求得由显示在 3 维彩色多普勒图像上的血流指向和超声波的接收发送方向所成的角度。修正角度计算部 10 求得表示在 3 维彩色多普勒图像上的血流指向和超声波的接收发送方向之间的角度 α 。该角度 α 用于血流信息的角度修正。参照图 7A 和图 7B 来说明关于用于求得角度 α 的操作和处理。图 7A 和图 7B 是用来说明求得用于血流信息的角度修正的角度的操作和处理的图。

[0066] 在图 7A 及图 7B 中，点 A 表示超声波的发送源（超声波振子）。如图 7A 所示，当 3 维彩色多普勒图像 23 上所表示的血流相对于 Z 轴而被倾斜地显示时，操作者利用操作部 8，如图 7B 所示那样提供旋转指示，使得 3 维彩色多普勒图像 23 上所显示的血流指向和 Z 轴一致。由于 X 轴、Y 轴、Z 轴被显示在显示部 7 上，所以操作者可以边观察显示在显示部 7 上的 Z 轴和 3 维彩色多普勒图像 23，边使得显示在 3 维彩色多普勒图像 23 上的血流指向和 Z 轴相一致。这样，可以简便地使显示在 3 维彩色多普勒图像 23 上的血流指向与 Z 轴相一致。

[0067] 3 维图像生成部 51 从操作部 8 接受该旋转指示后，根据该旋转指示改变视线方向而进行描绘，从而生成血流指向和 Z 轴一致的新的 3 维彩色多普勒图像数据。显示控制部 6 将基于其新的 3 维彩色多普勒图像数据的 3 维彩色多普勒图像显示在显示部 7 上。这样，如图 7B 所示，显示在 3 维彩色图像 23 上的血流指向和 Z 轴的指向成为一致。

[0068] 另外，相对于 3 维彩色多普勒图像 23 的超声波的接收发送方向 25 被固定，根据该旋转操作，相对于 Z 轴的超声波的接收发送方向 25 的指向变化了该旋转大小。修正角度计算部 10 从操作部 9 接收通过操作者的旋转指示而被提供的旋转角度的信息后，根据旋转前的超声波的接收发送方向 25 和 Z 轴之间的角度和该旋转角度，求得旋转后的超声波的接收

发送方向 25 和 Z 轴之间的角度。由于 Z 轴和 3 维彩色多普勒图像 23 上所显示的血流指向一致,因此旋转后的 Z 轴和超声波的接收发送方向 25 之间的角度,与显示在 3 维彩色多普勒图像 23 上的血流指向和超声波的发送接收方向 25 之间的角度 α 相等。通过该操作和处理,求得由显示在 3 维彩色多普勒图像 23 上的血流指向和超声波的接收发送方向 25 所成的角度 α 。即,由于旋转后的 Z 轴和超声波的接收发送方向 25 之间的角度和角度 α 相等,因此,多普勒波形生成部 52 可以根据旋转后的 Z 轴和超声波的接收发送方向 25 之间的角度来修正血流速度。

[0069] 多普勒波形生成部 52 利用 3 维彩色多普勒图像 23 和超声波的接收发送方向 25 之间的角度 α 来修正血流速度,生成进行了角度修正了的多普勒数据。

[0070] 如上所述,根据该实施方式的话,不象以前那样操作角度标记而使得 3 维彩色多普勒图像 23 上所显示的血流指向和 Z 轴一致,从而可以简便地求得由 3 维彩色多普勒图像 23 所显示的血流指向和超声波接收发送方向 25 所成的角度 α 。由此,可以简便地修正血流速度。

[0071] 另外,以 Z 轴被显示在显示部 7 上的状态,通过使得 3 维彩色多普勒图像 23 所显示的血流指向和 Z 轴一致,从而达到视觉上容易理解,对操作者来说容易设定的效果。另外,在该实施方式,将 Z 轴作为标准轴,使得 3 维彩色多普勒图像所显示的血流指向和 Z 轴一致,从而求得由 3 维彩色多普勒图像所显示的血流指向和超声波接收发送方向所成的角度 α 。也可以代替 Z 轴将 X 轴或 Y 轴作为标准轴,求得角度 α 。

[0072] 另外,血流方向和超声波接收发送方向之间的角度 α 变得越大,血流的流速值的误差就越大。于是,角度 α 的大小大于等于预先设定的规定角度时,可以发出警报等的警告。例如,修正角度计算部 10 将预先设定的规定角度和角度 α 进行比较,当角度 α 大于等于规定角度时,向显示控制部 6 输出警告显示的指示。显示控制部 6 根据其指示,将警告显示在显示部 7 上。另外,可以根据警告的指示设置产生警告音的扬声器 (speaker) 等。该规定角度例如为 60 度或 70 度。因此,作为规定角度在修正角度计算部 10 中预先设定 60 度或 70 度,当角度 α 大于等于 60 度或大于等于 70 度时,显示警告,并产生警告音。根据该警告,操作者可以认识到当前取得的血流信息的误差较大。

[0073] 另外,在超声波诊断装置上设有控制部 (未图示)。控制部与超声波诊断装置的各部分连接,并进行各部分的控制。在该实施方式中,控制部将具有面状形状的标记 22X、22Y、22Z 的交点作为取得多普勒信息的位置 (样品标记) 而进行设定。并且,当操作者利用操作部 8 提供多普勒扫描的执行指示后,控制部根据其执行指示,使发送部 2 执行相对于其位置的多普勒扫描。

[0074] 另外,由 3 维图像生成部 51、多普勒波形生成部 52、显示控制部 6、标记生成部 9 以及修正角度计算部 10 进行的处理既可以用硬件 (hardware) 来实现,也可以用软件 (software) 来实现。

[0075] 例如,由 CPU 和 ROM、RAM、HDD 等的存储装置来构成 3 维图像生成部 51、多普勒波形生成部 52、显示控制部 6、标记生成部 9 以及修正角度计算部 10。存储装置存储有用于实现 3 维图像生成部 51 的功能的 3 维图像生成程序 (program)、用于实现多普勒波形生成部 52 的功能的多普勒波形生成程序、用于实现标记生成部 9 的功能的标记生成程序、用于实现显示控制部 6 的功能的显示控制程序以及用于实现修正角度计算部 10 的功能的修正

角度计算程序。

[0076] 并且, CPU 通过执行被存储在存储装置中的 3 维图像生成程序而实现 3 维图像生成部 51 的功能, 通过执行多普勒波形生成程序而实现多普勒波形生成部 52 的功能, 通过执行标记生成程序而实现标记生成部 9 的功能, 通过执行显示控制程序而实现显示控制部 6 的功能, 通过执行修正角度计算程序而实现修正角度计算部 10 的功能。

[0077] (动作)

[0078] 接着, 参照图 8 说明该发明的实施方式的超声波图像取得装置的动作。图 8 是用于说明该发明的实施方式的超声波图像取得装置所进行的一系列动作的流程图。在该实施方式中, 说明观察心脏瓣膜的血液逆流的情况。

[0079] (步骤 (step) S01)

[0080] 首先, 利用超声波探头 1 取得被检测体内的断层像, 确认诊断部位的位置。之后, 操作者利用操作部 8 提供 3 维 B 模式图像的取得指示。该指示被提供后, 由超声波探头 1、发送部 2 以及接收部 3 用超声波来对作为诊断部位的心脏进行扫描。然后, 通过 B 模式处理部 41 和 3 维图像生成部 51 来生成 3 维 B 模式图像数据。显示控制部 6 将根据 3 维 B 模式图像数据的 3 维 B 模式图像显示在显示部 7 上。进一步, 当操作者利用操作部 8 提供 3 维彩色多普勒图像的取得指示, 则通过超声波探头 1、发送部 2 以及接收部 3 用超声波对心脏进行扫描, 根据 CFM 处理部 42 和 3 维图像生成部 51 来生成 3 维彩色多普勒图像数据。然后, 显示控制部 6 将 3 维 B 模式图像和根据 3 维彩色多普勒图像数据的 3 维彩色多普勒图像进行重叠后显示在显示部 7 上。

[0081] (步骤 S02)

[0082] 然后, 当操作者利用操作部 8 提供多普勒扫描的开始指示, 则标记生成部 9 生成面状的标记 22X、22Y、22Z, 显示控制部 6 如图 3 所示, 将面状的标记 22X、22Y、22Z 与 3 维 B 模式图像和 3 维彩色多普勒图像重叠后显示在显示部 7 上。这时, 面状的标记 22X、22Y、22Z 被显示在初始设定的位置上。

[0083] (步骤 S03)

[0084] 当 3 维图像生成部 51 从标记生成部 9 接收面状的标记 22X、22Y、22Z 的坐标信息, 则在以这些面状的标记 22X、22Y、22Z 所划分的区域中, 生成离预先设定的视点最近的区域 24 以外的区域的 3 维 B 模式图像数据。另外, 3 维图像生成部 51 在区域 24 生成 3 维彩色多普勒图像数据。然后, 显示控制部 6 将根据区域 24 以外的区域的 3 维 B 模式图像数据的 3 维 B 模式图像和根据区域 24 的 3 维彩色多普勒图像数据的 3 维彩色多普勒图像进行重叠后显示在显示部 7 上。例如, 如图 4 所示, 显示控制部 6 将区域 24 的 3 维彩色多普勒图像 23 显示在显示部 7 上。

[0085] (步骤 S04)

[0086] 操作者边观察被显示在显示部 7 的 3 维彩色多普勒图像 23 和面状的标记 22X、22Y、22Z, 边利用操作部 8 提供面状的标记 22X、22Y、22Z 的移动指示, 使得想观察的部位被包含在区域 24 中。标记生成部 9 生成根据其移动指示而移动的新面状的标记 22X、22Y、22Z。显示控制部 6 将其新的面状的标记 22X、22Y、22Z 显示在显示部 7 上。例如, 在观察心脏瓣膜的血液逆流时, 为了使产生其逆流的部位被包含在区域 24, 操作者利用操作部 8 提供面状的标记 22X、22Y、22Z 的移动指示。这样, 产生逆流的部位作为 3 维彩色多普勒图像 23 而

被显示在显示部 7 上。例如,操作者利用图 6 所示的用户接口 91 提供面状标记 22X、22Y、22Z 的移动指示。

[0087] (步骤 S05)

[0088] 然后,3 维图像生成部 51 从标记生成部 9 接受新的面状的标记 22X、22Y、22Z 的坐标信息,生成新的区域 24 以外的区域所包含的 3 维 B 模式图像数据和新的 24 区域所包含的 3 维彩色多普勒图像数据。显示控制部 6 将根据新的 3 维 B 模式图像数据的 3 维 B 模式图像和根据新的 3 维彩色多普勒图像数据的 3 维彩色多普勒图像进行重叠后显示在显示部 7 上。

[0089] 例如,当产生血液的逆流时,通常在逆流的喷出口位置设定样品标记,取得该喷出口的多普勒数据。在该实施方式中,由于面状的标记 22X、22Y、22Z 的交点被设定为样品标记,因此操作者提供面状的标记 22X、22Y、22Z 的移动指示,使得其交点与逆流的喷出口一致。这样,通过以使产生逆流的部位被包含在区域 24 的方式,使得面状的标记 22X、22Y、22Z 进行移动,进一步,使得面状的标记 22X、22Y、22Z 的交点移动到瓣膜的喷出口附近,从而在区域 24 的 3 维彩色多普勒图像 23 上显示来自瓣膜的喷出口附近的图像。然后,如果血液逆流的部位在 3 维彩色多普勒图像 23 中变得容易辨认的话,则 3 维图像的位置设定结束。

[0090] 如上所述,由于可以边在 3 维 B 模式图像上观察整体像,在区域 24 的 3 维彩色多普勒图像 23 观察产生逆流的部位,边以面状的标记 22X、22Y、22Z 的交点设定样品标记,因此可以提高检查的效率。

[0091] (步骤 S06)

[0092] 如上所述,利用面状的标记 22X、22Y、22Z 的交点来设定样品标记的位置后,其交点的坐标信息从标记生成部 9 被输出到发送部 2。发送部 2 对于对应其交点的坐标的部位执行多普勒扫描。然后,根据多普勒模式处理部 43 和多普勒波形生成部 52 来生成表示血流速度的多普勒数据。然后,显示控制部 6 将多普勒数据显示在显示部 7 上。

[0093] (步骤 S07)

[0094] 另外,为了进行血流信息的角度修正,操作者利用操作部 8 提供 3 维彩色多普勒图像 23 的旋转指示。当 3 维图像生成部 51 接收其旋转指示,则生成改变了视线方向的新的 3 维彩色多普勒图像数据,显示控制部 6 将根据其新的 3 维彩色多普勒图像数据的 3 维彩色多普勒图像显示在显示部 7 上。例如如图 7A 所示,当显示在 3 维彩色多普勒图像 23 上的血流相对于 Z 轴而被倾斜地显示时,操作者利用操作部 8,如图 7B 所示那样提供旋转指示,使得 3 维彩色多普勒图像 23 上所显示的血流指向与 Z 轴一致。

[0095] (步骤 S08)

[0096] 当修正角度计算部 10 接收到由操作者的旋转指示所提供的旋转角度的信息,则根据旋转前的超声波的接收发送方向 25 与 Z 轴之间的角度、和其旋转角度,求得旋转后的超声波的接收发送方向 25 与 Z 轴之间的角度。由于 Z 轴和 3 维彩色多普勒图像 23 上所显示得血流指向一致,所以 Z 轴和超声波的接收发送方向 25 之间的角度变得与角度 α 相等,该角度 α 是由显示在 3 维彩色多普勒图像 23 上的血流指向和超声波的接收发送方向 25 所成的角度。

[0097] (步骤 S09)

[0098] 多普勒波形生成部 52 从修正角度计算部 10 接收了由显示在 3 维彩色多普勒图像

23 上的血流和超声波的接收发送方向 25 所成的角度 α ，则利用其角度 α 修正血流信息（血流的速度值），生成进行了角度修正的多普勒数据。显示控制部 6 将进行了其角度修正的多普勒数据显示在显示部 7 上。

[0099] 另外，当角度 α 大于等于规定角度（60 度或 70 度）时，修正角度计算部 10 将警告的指示输出到显示控制部 6，显示控制部 6 可以将血流方向的角度大于等于规定角度的情况显示在显示部 7 上。另外，当角度 α 大于等于规定角度时，可以通过扬声器发出警告音。

[0100] 通过上述处理，取得瓣膜的喷出口的多普勒信息，可以观察测量血流速度等。并且，根据其多普勒信息进行测量等，然后结束一系列的检查。

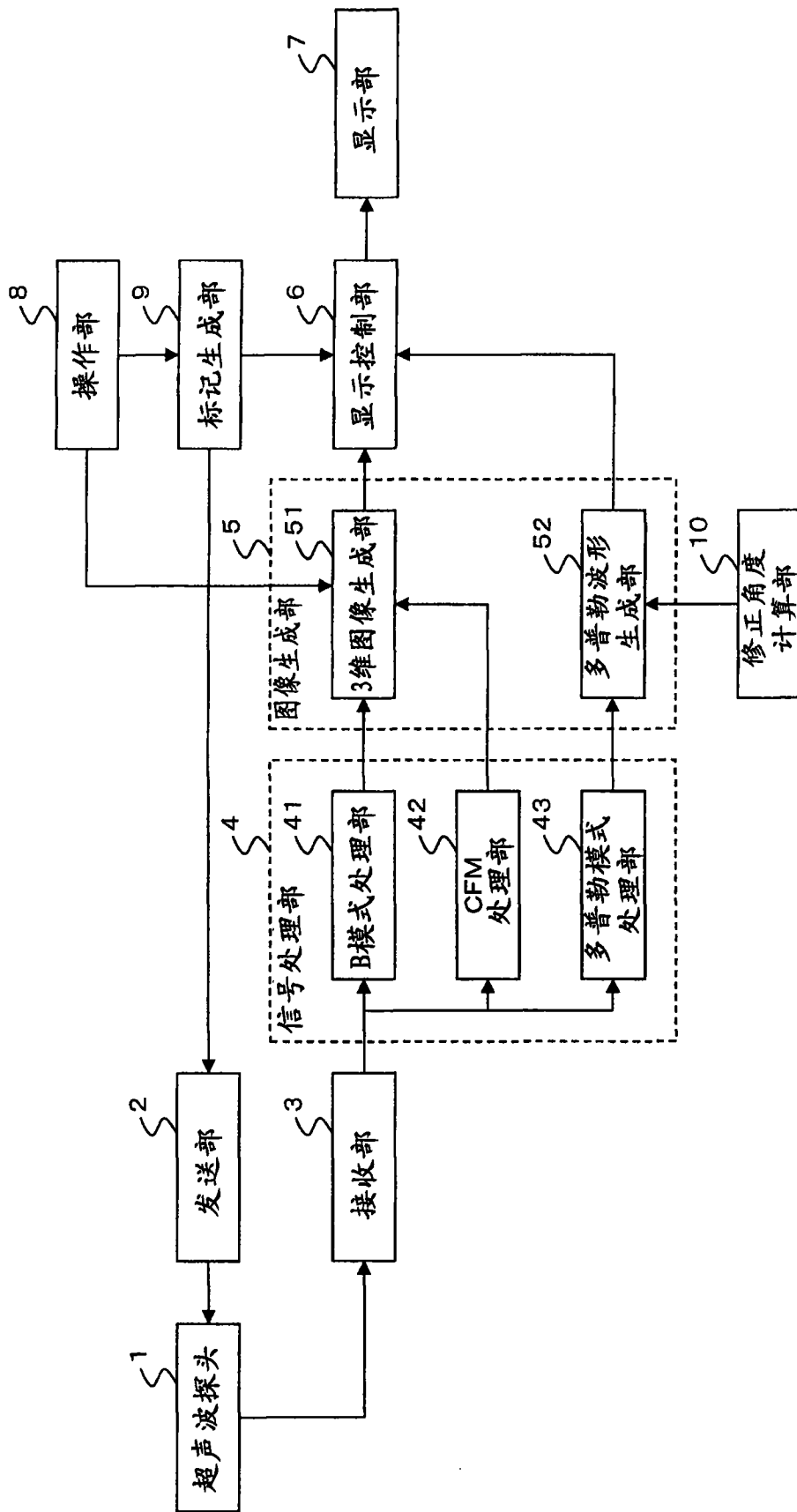


图1

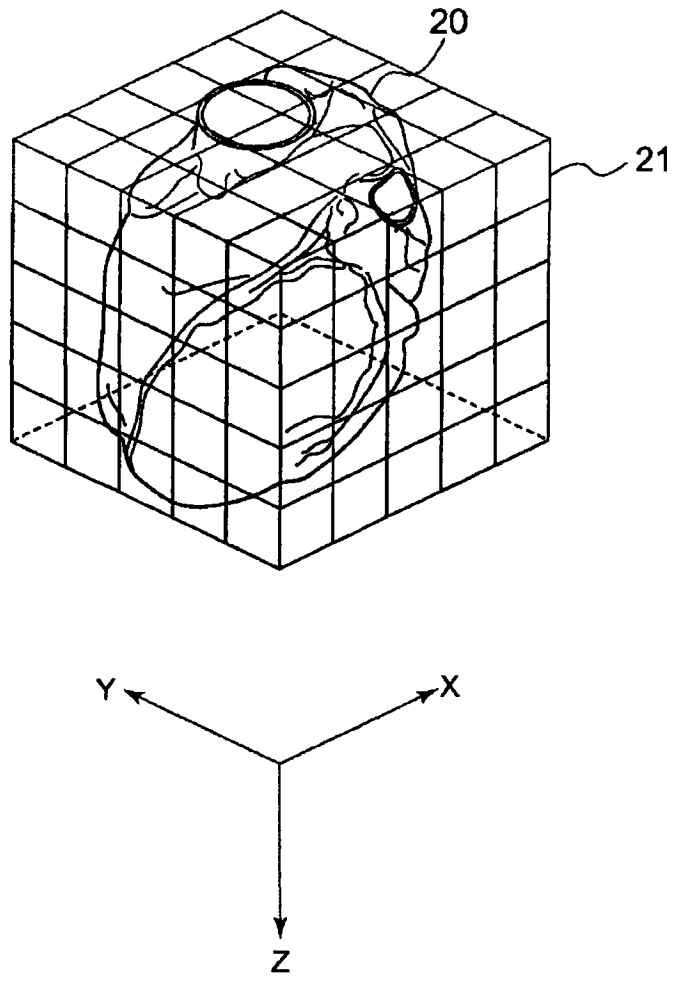


图2

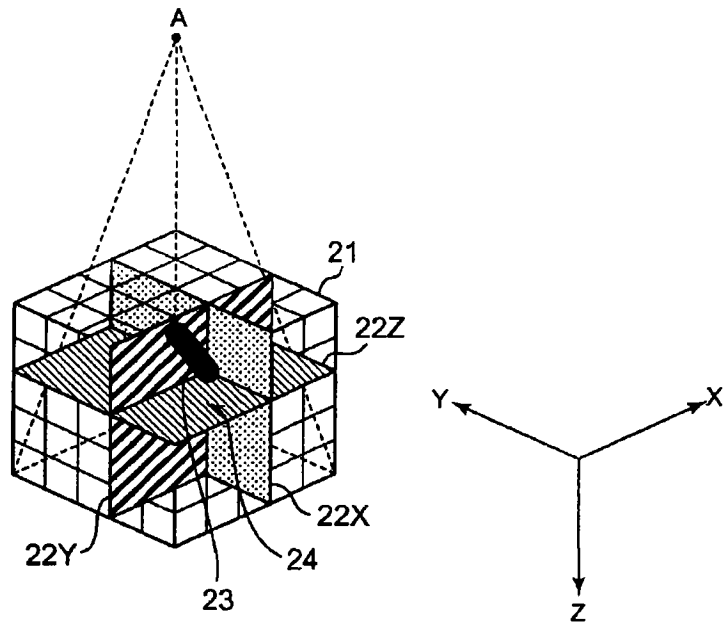


图 3

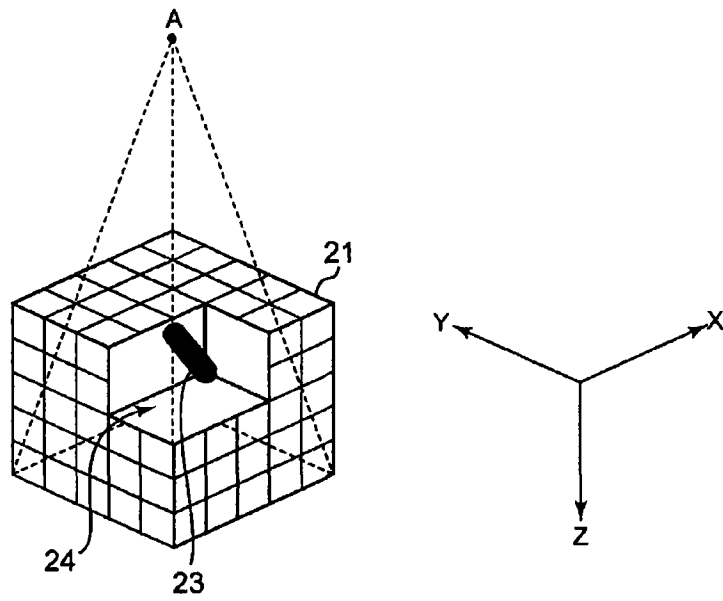


图 4

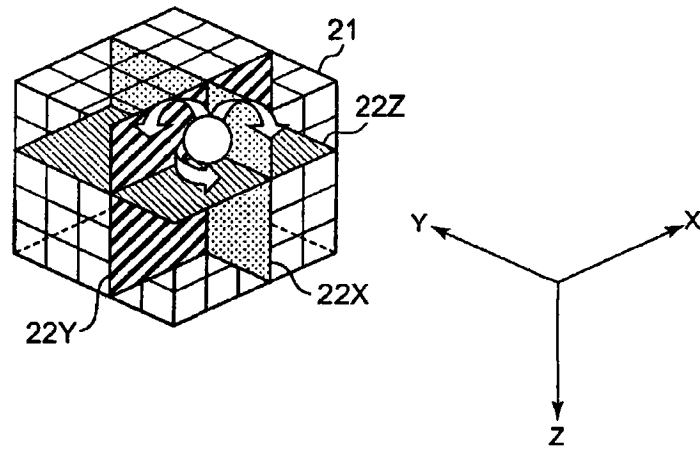


图 5

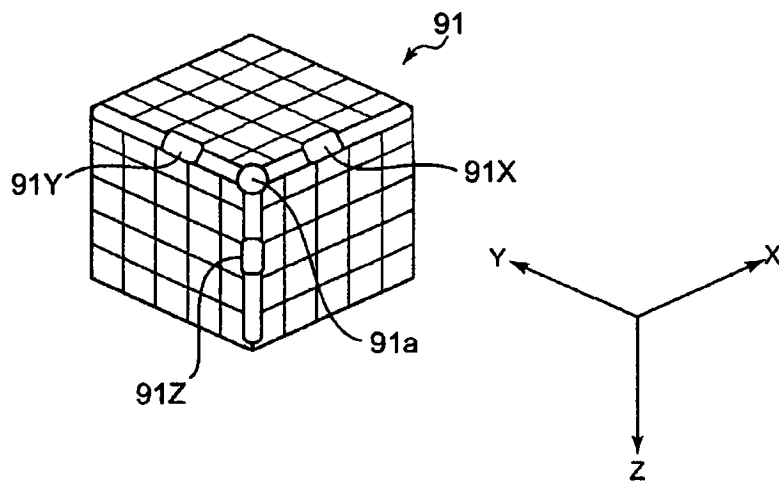


图 6

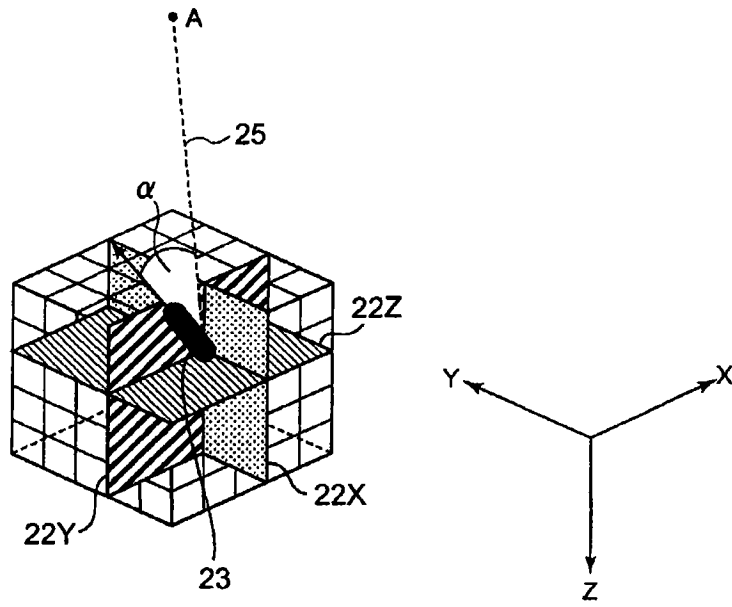


图 7A

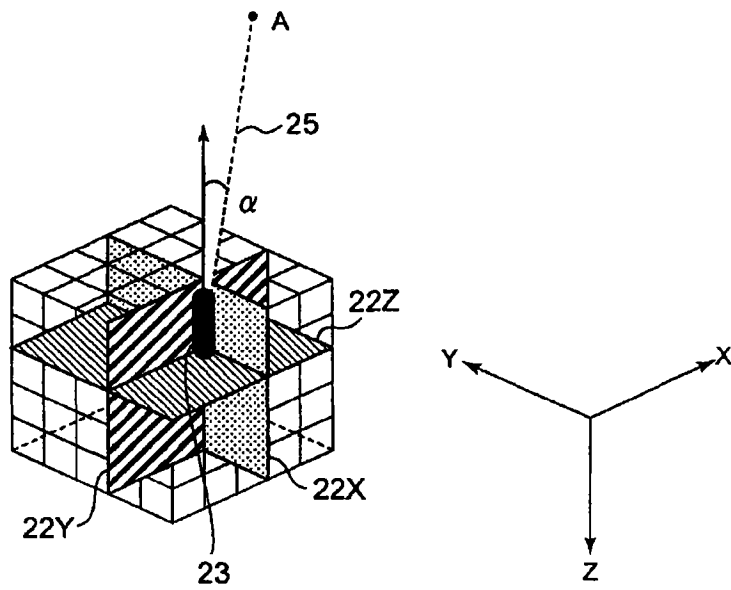


图 7B

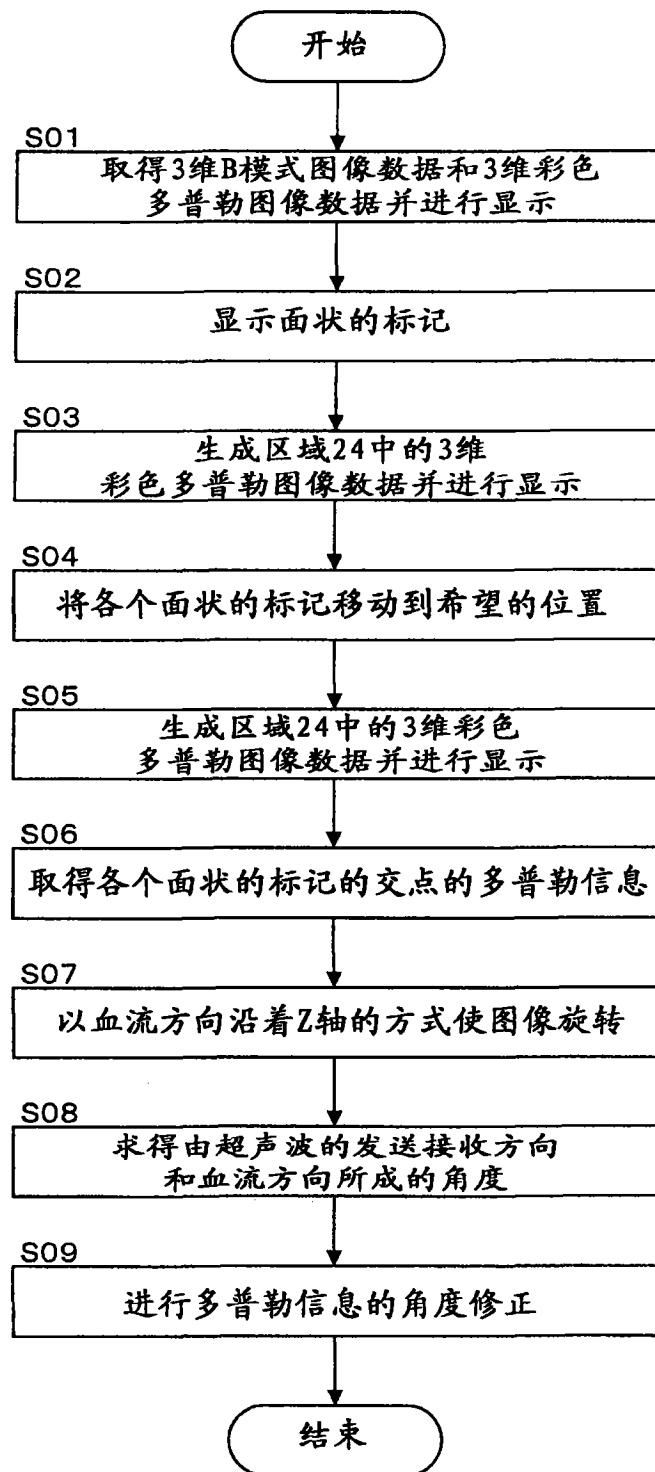


图8

专利名称(译)	超声波图像取得装置		
公开(公告)号	CN101229067B	公开(公告)日	2010-09-29
申请号	CN200710196799.6	申请日	2007-12-10
[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	滝本雅夫 泻口宗基 坂口文康 掛江明弘 鷺见笃司 中屋重光		
发明人	滝本雅夫 泻口宗基 坂口文康 掛江明弘 鷺见笃司 中屋重光		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/461 A61B8/0883 A61B8/13 A61B8/483 A61B8/06 A61B2562/0242 A61B8/466		
代理人(译)	吴丽丽		
审查员(译)	赵实		
优先权	2007013712 2007-01-24 JP		
其他公开文献	CN101229067A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波图像取得装置和超声波图像的取得方法，其中显示控制部将3维B模式图像和3维彩色多普勒图像重叠地显示在显示部上。标记生成部生成相互正交的3个面状的标记，显示控制部在3维B模式图像等上重叠3个面状的标记，显示在显示部上。图像生成部生成由3个面状的标记划分出的区域中存在于视点一侧的区域之外的区域的3维彩色多普勒图像数据。另外，图像生成部关于视点一侧的区域生成3维彩色多普勒图像数据。在存在于视点一侧的区域中在显示部上只显示3维彩色多普勒图像。将3个面状的标记的交点设定为样品标记，然后取得该交点的多普勒数据。

