

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

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



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200910171030.8

[43] 公开日 2010年3月3日

[11] 公开号 CN 101658432A

[22] 申请日 2009.8.28

[21] 申请号 200910171030.8

[30] 优先权

[32] 2008.8.29 [33] JP [31] 2008-222646

[71] 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

共同申请人 东芝医疗系统株式会社

[72] 发明人 佐藤武史 岭喜隆

[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
代理人 吕林红

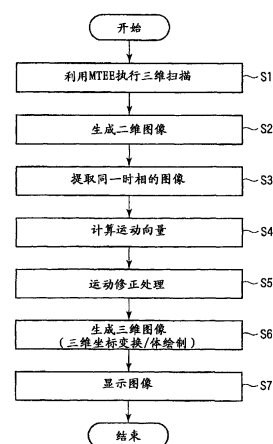
权利要求书 6 页 说明书 13 页 附图 15 页

[54] 发明名称

超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及
超声波图像处理方法

[57] 摘要

根据本发明的超声波诊断装置，在一边以规定的轴(旋转轴)为中心使扫描面旋转一边对三维区域进行扫描的情况下，使用旋转轴上的超声波图像数据来计算运动扫描面(超声波断层)的运动向量，并使用其来修正扫描面间的位置偏移。另外，根据需要，除了与作为运动修正对象的帧为同一心时相的帧以外，还利用具有与作为运动修正对象的帧接近的心时相并且在空间上也接近的至少一个帧，计算运动向量，修正剖面的位置偏差。



1. 一种超声波诊断装置，其特征在于，包括：

超声波图像数据取得单元，一边以旋转轴为中心使扫描面旋转，一边三维地对诊断对象进行超声波扫描，取得与多个扫描面对应的多帧的超声波图像数据；

修正单元，根据上述多个超声波图像数据的与上述旋转轴相对应的数据来修正上述帧之间的位置偏移；以及

图像生成单元，使用修正了上述位置偏移的多帧的超声波图像数据来生成三维图像。

2. 据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述诊断对象为心脏；

上述修正单元，

根据上述多个超声波图像数据中的、与作为修正对象的帧为同一心时相的超声波图像数据的与上述旋转轴相对应的数据，计算各帧的运动向量，

并且使用上述运动向量，修正上述帧之间的位置偏移。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述诊断对象为心脏；

上述修正单元，

根据上述多个超声波图像数据中的、与作为修正对象的帧为同一心时相的超声波图像数据的与上述旋转轴相对应的数据、以及与上述作为修正对象的帧在时间上及空间上接近的至少一个帧所对应的超声波图像数据的与上述旋转轴相对应的数据，计算上述各帧的运动向量，

并且使用上述运动向量，修正上述帧之间的位置偏移。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述诊断对象为心脏以外的器官；

上述修正单元，

使用作为修正对象的帧的与上述旋转轴相对应的数据和该作为修正对象的帧以外的各帧的与上述旋转轴相对应的数据，计算上述运动向量，

并且使用上述运动向量，修正上述帧之间的位置偏移。

5. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述修正单元，

将上述各超声波图像数据分割成多个块，

对上述各帧的每个块计算出上述运动向量，

并且使用上述每个块的上述运动向量，计算每一帧的上述运动向量，并用它来修正上述帧之间的位置偏移。

6. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述修正单元，

将上述各超声波图像数据分割成多个块，

对上述各帧的每个块计算上述运动向量，

并且使用上述每个块的上述运动向量，计算出每一帧的上述运动向量，并用它来修正上述帧之间的位置偏移。

7. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述修正单元，

将上述各超声波图像数据分割成多个块，

对上述各帧的每个块计算上述运动向量，

并且使用上述每个块的上述运动向量，计算出每一帧的上述运动向量，并用它来修正上述帧之间的位置偏移。

8. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述修正单元，

将上述各超声波图像数据分割成多个块，对上述各帧的每个块计算出上述运动向量，

并且通过使用上述每个块的上述运动向量，对上述帧的每个块修正位置偏移，从而修正上述帧之间的位置偏移。

9. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述修正单元，

将上述各超声波图像数据分割成多个块，对上述各帧的每个块计算出上述运动向量，

并且通过使用上述每个块的上述运动向量，对上述帧的每个块修正位置偏移，从而修正上述帧之间的位置偏移。

10. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述修正单元，

将上述各超声波图像数据分割成多个块，对上述各帧的每个块计算出上述运动向量，

并且通过使用上述每个块的上述运动向量，对上述帧的每个块修正位置偏移，从而修正上述帧之间的位置偏移。

11. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述修正单元将上述多个超声波图像数据进行二维坐标变换之后，计算上述运动向量。

12. 一种超声波诊断装置，具备多平面超声波内窥镜探头，其特征在于，包括：

修正单元，基于由上述多平面超声波内窥镜探头所产生的扫描面的运动向量，修正所得到的超声波剖面的位置偏移。

13. 一种超声波图像处理装置，其特征在于，包括：

存储单元，存储通过一边以旋转轴为中心使扫描面旋转一边三维地对诊断对象进行超声波扫描而取得的、与多个扫描面对应的多帧的超声波图像数据；以及

修正单元，根据上述多个超声波图像数据的与上述旋转轴相对应的数据，修正上述帧之间的位置偏移。

14. 根据权利要求13所述的超声波图像处理装置，其特征在于：

上述诊断对象为心脏；

上述修正单元，

根据上述多个超声波图像数据中的、与作为修正对象的帧为同一心时相的超声波图像数据的与上述旋转轴相对应的数据，计算各帧的

运动向量，

并且使用上述运动向量，修正上述帧之间的位置偏移。

15. 根据权利要求 13 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：
上述诊断对象为心脏；

上述修正单元，

根据上述多个超声波图像数据中的、与作为修正对象的帧为同一心时相的超声波图像数据的与上述旋转轴相对应的数据、以及与作为上述修正对象的帧在时间上及空间上接近的至少一个帧所对应的超声波图像数据的与上述旋转轴相对应的数据，计算出各帧的运动向量，

并且使用上述运动向量，修正上述帧之间的位置偏移。

16. 根据权利要求 13 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：
上述诊断对象为心脏以外的器官；

上述修正单元，

使用作为修正对象的帧的与上述旋转轴相对应的数据和该作为修正对象的帧以外的各帧的与上述旋转轴相对应的数据，计算上述运动向量，

并且使用上述运动向量，修正上述帧之间的位置偏移。

17. 根据权利要求 14 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：
上述修正单元，

将上述各超声波图像数据分割成多个块，

对上述各帧的每个块计算出上述运动向量，

并且使用上述每个块的上述运动向量，计算每一帧的上述运动向量，并用它来修正上述帧之间的位置偏移。

18. 根据权利要求 15 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：
上述修正单元，

将上述各超声波图像数据分割成多个块，

对上述各帧的每个块计算出上述运动向量，

并且使用上述每个块的上述运动向量，计算出每一帧的上述运动

向量，并用它来修正上述帧之间的位置偏移。

19. 根据权利要求 16 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：
上述修正单元，
将上述各超声波图像数据分割成多个块，
对上述各帧的每个块计算上述运动向量，
并且使用上述每个块的上述运动向量，计算出每一帧的上述运动向量，并用它来修正上述帧之间的位置偏移。

20. 根据权利要求 14 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：
上述修正单元，
将上述各超声波图像数据分割成多个块，对上述各帧的每个块计算出上述运动向量，
并且通过使用上述每个块的上述运动向量，对上述帧的每个块修正位置偏移，从而修正上述帧之间的位置偏移。

21. 根据权利要求 15 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：
上述修正单元，
将上述各超声波图像数据分割成多个块，对上述各帧的每个块计算出上述运动向量，
并且通过使用上述每个块的上述运动向量，对上述帧的每个块修正位置偏移，从而修正上述帧之间的位置偏移。

22. 根据权利要求 16 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：
上述修正单元，
将上述各超声波图像数据分割成多个块，对上述各帧的每个块计算出上述运动向量，
并且通过使用上述每个块的上述运动向量，对上述帧的每个块修正位置偏移，从而修正上述帧之间的位置偏移。

23. 一种超声波图像处理装置，其特征在于，包括：
修正单元，针对由多平面超声波内窥镜探头取得的数据，基于由该多平面超声波内窥镜探头所产生的扫描面的运动向量，修正所得到的超声波剖面的位置偏移。

24. 根据权利要求 14 所述的超声波图像处理装置, 其特征在于:
上述修正单元将上述多个超声波图像数据进行二维坐标变换之后, 计算上述运动向量。

25. 一种超声波图像处理方法, 其特征在于, 包括:

取得通过一边以旋转轴为中心使扫描面旋转一边三维地对诊断对象进行超声波扫描而取得的、与多个扫描面对应的多帧的超声波图像数据;

根据上述多个超声波图像数据的与上述旋转轴相对应的数据, 修正上述帧之间的位置偏移。

26. 一种超声波图像处理方法, 其特征在于:

针对由多平面超声波内窥镜探头取得的数据, 基于由该多平面超声波内窥镜探头所产生的扫描面的运动向量, 修正所得到的超声波剖面的位置偏移。

超声波诊断装置、超声波图像处理装置 以及超声波图像处理方法

技术领域

本发明涉及在使用多平面超声波内窥镜探头（MTEE 探头）等执行四维显示（实时三维显示）的超声波诊断装置等中，用于消除由于呼吸引起的体动而在图像上产生的噪音的技术。

背景技术

超声波诊断只需通过将超声波探头接触体表这样简单的操作，就能够以实时显示的方式得到心脏跳动或胎儿活动的样态，并且因为安全性高，可以进行反复检查。除此之外，系统规模比 X 射线、CT、MRI 等其他诊断装置小，能够容易地进行移动到床边的检查等，可以说是一种简便的诊断方法。在该超声波诊断中所使用的超声波诊断装置根据其所具备的功能的种类的不同而各有不同，现在正在开发一种单手便可挪动的小型超声波诊断装置，超声波诊断不像 X 射线等那样存在辐射的影响，即使在妇产科或家庭医疗等中也能使用。

在这样的超声波诊断装置中，具有使用 MTEE 探头来扫描三维区域、使用取得的数据来生成三维图像并以实时方式显示的技术。在此，MTEE 探头在将探头插入患者的食道内来观察心脏时使用，通过旋转一维阵列振动子能够观察任意角度的剖面。如果使该 MTEE 探头缓慢旋转 180°的话能够得到 360°的全视野。因此，在使用 MTEE 探头的情况下，如果对象静止，则能够构筑作为静止画面的三维图像或实时三维图像（四维图像）。另一方面，在对象像心脏那样活动着的情况下，则不能构筑正确的三维图像或四维图像。

但是，作为生成并显示像心脏一样、对象周期性地活动的器官的四维图像的方法，例如有在美国专利 5,159,941 号说明书中被记载的

技术。在该方法中，与患者的 ECG 信号同步，一边旋转或者摇动探头，一边收集多帧规定时相的图像并重建。由此，能够以仿佛心脏静止了一样的状态显示规定时相下的三维图像。

还可以一边以一定速度缓慢地旋转 MTEE 探头，一边与 ECG 信号对应地连续收集二维图像，在所收集的多个二维图像中，使用相同心时相的图像来重建三维图像。通过对于各心时相进行上述操作，能够跨一个心跳周期地形成表现心脏跳动时的样态的四维图像。另外，例如日本特开 2005-74225 号公报、美国专利 6,966,878 号说明书所记载的那样，也有人提出了代替 ECG 信号而根据图像计算心跳周期的方法。

但是，在使用了 MTEE 探头的四维图像生成/显示中应用上述方法时，存在如下的问题。

即，在使用了 MTEE 探头的四维图像生成/显示中，为了得到实际上清晰的四维图像，必须取得 1080 张左右的二维图像。因此，在例如心跳数为 60 次/分、断层像扫描为 30 帧/秒、每个断层像的探头的旋转角度为 0.167° 的情况下，需要 36 秒的扫描时间。于是存在以下问题：如果在此期间内由于患者的呼吸等而使心脏运动，则其影响在四维图像上成为如图 15 所示的心脏形态的变形而显现出来。

此问题起因于进行了如果是相同的心跳时相的话，则心脏壁或心脏瓣膜处于相同的三维位置及形状这样的假设。如果没有心律不齐、没有由于呼吸引起的心脏整体运动的话，则在某种程度的精度上该假设是正确的。但是，即使没有心律不齐，患者进行呼吸心脏整体就会运动，所以该假设不成立。在吞入内窥镜的状态下 36 秒钟都不呼吸是不可能的，所以该方法存在很大的问题。

发明内容

本发明是鉴于上述情况而作出的，其目的在于：提供一种在一边以某个轴为中心使超声波扫描面转动一边取得多个二维超声波图像，并使用它们重建三维图像的情况下，能够消除因为呼吸体动而产生的

噪音的超声波诊断装置、超声波图像处理装置、超声波图像处理方法。

根据本发明的一个方面，提供一种超声波诊断装置，包括：超声波图像数据取得单元，一边以旋转轴为中心使扫描面旋转，一边三维地对诊断对象进行超声波扫描，取得与多个扫描面对应的多帧的超声波图像数据；修正单元，根据上述多个超声波图像数据的与上述旋转轴相对应的数据来修正上述帧之间的位置偏移；以及图像生成单元，使用修正了上述位置偏移的多帧的超声波图像数据来生成三维图像。

根据本发明的另一个方面，提供一种超声波诊断装置，具备多平面超声波内窥镜探头，其特征在于，包括：修正单元，基于由上述多平面超声波内窥镜探头所产生的扫描面的运动向量，修正所得到的超声波剖面的位置偏移。

根据本发明的另一个方面，提供一种超声波图像处理装置，包括：存储单元，存储通过一边以旋转轴为中心使扫描面旋转一边三维地对诊断对象进行超声波扫描而取得的、与多个扫描面对应的多帧的超声波图像数据；以及修正单元，根据上述多个超声波图像数据的与上述旋转轴相对应的数据，修正上述帧之间的位置偏移。

根据本发明的另一个方面，提供一种超声波图像处理装置，其特征在于，包括：修正单元，针对由多平面超声波内窥镜探头取得的数据，基于由该多平面超声波内窥镜探头所产生的扫描面的运动向量，修正所得到的超声波剖面的位置偏移。

根据本发明的另一个方面，提供一种超声波图像处理方法，其特征在于，包括：取得通过一边以旋转轴为中心使扫描面旋转一边三维地对诊断对象进行超声波扫描而取得的、与多个扫描面对应的多帧的超声波图像数据；根据上述多个超声波图像数据的与上述旋转轴相对应的数据，修正上述帧之间的位置偏移。

根据本发明的另一个方面，提供一种超声波图像处理方法，其特征在于：针对由多平面超声波内窥镜探头取得的数据，基于由该多平面超声波内窥镜探头所产生的扫描面的运动向量，修正所得到的超声波剖面的位置偏移。

附图说明

图 1 为示出了实施方式的超声波诊断装置的结构框图。

图 2A、图 2B 为用于说明超声波探头 12 的结构图。

图 3 为示出在由体动引起的噪音的消除处理中执行的各处理的流程的流程图。

图 4 为用于说明基于 MTEE 的三维扫描的内容图。

图 5A、图 5B、图 5C、图 5D 为用于说明提取相同心时相的各二维图像的处理图。

图 6A、图 6B 为用于说明运动向量的计算方法的概念的图。

图 7 为用于说明运动向量的计算方法的概念的图。

图 8 为用于说明运动向量的计算方法的概念的图。

图 9 为用于说明修正由体动引起的扫描面的运动的处理图。

图 10A、图 10B 为用于说明修正由体动引起的扫描面的运动的处理图。

图 11A、图 11B 为用于说明三维图像的生成处理图。

图 12 为第 2 实施方式的由体动引起的噪音的消除处理的流程图。

图 13 为用于说明第 2 实施方式的运动向量的计算处理图。

图 14 为用于说明第 3 实施方式的由体动引起的噪音的消除处理的图。

图 15 为用于说明以往技术的图。

具体实施方式

以下，参照附图说明本发明的第 1 实施方式至第 3 实施方式。在以下说明中，对具有大致相同功能以及结构的结构要素附加同一符号，仅在必要的情况下进行重复说明。

(第 1 实施方式)

图 1 为示出了第 1 实施方式的超声波诊断装置的结构框图。如图所示，本超声波诊断装置 1 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、图像合成部件 27、控制处理器(CPU)28、内部存储部件 29、接口部件 30。以下，对于各个构成要素的功能进行说明。另外，在超声波诊断装置 1 上连接了用于测量被检体的 ECG 信号（心电信号）的 ECG 单元。

超声波探头 12 根据来自超声波发送单元 21 的驱动信号而产生超声波，并具备将来自被检体的反射波变换成电信号的多个压电振动物子、设置在该压电振动物子上的匹配层、以及防止超声波从压电振动物子向后方传播的衬背材料等。如果从该超声波探头 12 向被检体 P 发送了超声波，则该发送超声波在体内组织的声阻抗的不连续面上顺序地被反射，作为回波信号被超声波探头 12 接收。该回波信号的振幅，依赖于发生反射的不连续面上的声阻抗之差。另外，被发送的超声波脉冲在移动着的血液或心脏壁等的表面上被反射时的回波，由于多普勒效应而依赖于移动体的超声波发送方向的速度分量，发生频移。

另外，本超声波装置具备的超声波探头 12，能够以规定的轴为中心旋转扫描面。作为典型例，能够采用：能够使用二维排列的二维振动元件通过电控制而对三维区域进行超声波扫描的二维阵列探头、或者 MTEE 探头。在此，MTEE 探头（多平面经食道超声波内窥镜探头）是指，如图 2A、图 2B 所示通过旋转一维阵列振动物子而能够观察任意角度的剖面、并在将探头插入患者的食道内观察心脏时使用的探头。

输入装置 13 与装置本体 11 连接，并具备各种开关、按钮、轨迹球、鼠标、键盘等，用于将来自操作员的各种指示、条件、关心区域（ROI）的设置指示、各种画质条件设置指示等取入装置本体 11 中。例如，操作者如果操作输入装置 13 的终止按钮或 FREEZE 按钮，则超声波的发送接收就会终止，该超声波诊断装置变为暂停状态。

监视器 14 根据来自扫描转换器 25 的视频信号，将生物体内的形态学信息（B 模式图像）、血流信息（平均速度图像、分布图像、能量(power)图像等）、以及它们的组合作为图像显示出来。

超声波发送单元 21 具备未图示的触发发生电路、延迟电路及脉

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）反复发生用于形成发送超声波的额定脉冲。而在延迟电路中，将按照每个通道将超声波会聚成束状并决定发送指向性所需的延迟时间提供给各额定脉冲。触发发生电路在基于该额定脉冲的定时，对超声波探头 12 施加驱动脉冲。

另外，超声波发送单元 21 为了按照控制处理器 28 的指示来执行规定的扫描序列，具有能够瞬时改变发送频率、发送驱动电压等的功能。特别是，关于发送驱动电压的改变，是通过能够瞬间切换其值的线性放大型发送电路、或电切换多个电源单元的机构来实现的。

超声波接收单元 22 具备未图示的放大电路、A/D 变换器及加法器等。在放大电路中将通过探头 12 取入的回波信号按照每个通道放大。在 A/D 变换器中，对放大后的回波信号提供决定接收指向性所需的延迟时间，然后在加法器中进行加法处理。通过该加法处理，强调来自与回波信号的接收指向性相对应的方向的反射分量，利用接收指向性和发送指向性来形成超声波发送接收的综合性波束。

B 模式处理单元 23 从超声波接收单元 22 接收回波信号，并实施对数放大、包络线检波等处理，生成以亮度的明暗来表现信号强度的数据。该数据被发送到扫描转换器 25，在监视器 14 上作为通过亮度表示发射波强度的 B 模式图像显示出来。

多普勒处理单元 24 根据从超声波接收单元 22 接收到的回波信号，对速度信息进行频率分析，提取多普勒效应带来的血液、组织、造影剂回波分量，并针对多点求出平均速度、分布、能量等血流信息。

一般来讲，图像生成单元 25 将超声波扫描的扫描线信号列变换成以电视等为代表的一般视频格式的扫描线信号列（扫描转换），生成作为显示图像的超声波诊断图像。此外，图像生成单元 25 执行依照由后述的体动引起的噪音的消除功能的处理（由体动引起的噪音的消除处理）。另外，进入该图像生成单元 25 以前的数据，被称作“原始数据”。体绘制处理器可以由 CPU、GPU、DSP、ASIC 等中的任何一个构成。

图像存储器(影片存储器)26是保存例如与紧接冻结(FREEZE)之前的多个帧对应的超声波图像的存储器。通过对该图像存储器26中存储着的图像进行连续显示(影片显示),能够显示出超声波运动图像。

图像合成部件27将从图像生成单元25取得的图像与各种参数的文字信息或刻度等一起进行合成,作为视频信号输出至监视器14。

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从内部存储部件29读出用于实现由体动引起的噪音消除功能的专用程序、用于执行规定的图像生成/显示等的控制程序,并在自身具有的存储器上展开,以执行与各种处理相关的运算/控制等。另外,来自ECG单元2的ECG信号,经由接口部件30被输入至控制处理器28。控制处理器28基于所输入的ECG信号,判断通过超声波扫描取得的各帧与哪个心时相是相对应的。

内部存储部件29存储:规定的扫描序列、用于实现各实施方式的由体动引起的噪音的消除功能的专用程序、用于执行规定的图像生成及显示处理等的控制程序、诊断信息(患者ID、医师意见等)、诊断草案、发送接收条件、CFAR处理控制程序、体表标记生成程序、以及其他数据组。另外,根据需要,也可以用于图像存储器26中的图像的保管等。内部存储部件29的数据可以经由接口部件30传输至外部周边装置。

接口部件30是与输入装置13、网络、新的外部存储装置(未图示)有关的接口。由该装置取得的超声波图像等的的数据、分析结果等,可以由接口部件30通过网络传输至其他装置。

(由体动引起的噪音的消除功能)

接下来,说明本超声波诊断装置1具有的、由体动引起的噪音的消除功能。本功能在一边以规定的轴作为中心使超声波扫描面旋转一边扫描三维区域的情况下,消除以呼吸为代表的体动引起的噪音和变形,从而提供高画质的超声波图像。另外,本功能在通过在例如工作

站或个人计算机中安装专用程序而实现的超声波图像处理装置中，也能够应用。

另外，在本实施方式中，为了具体地说明，以将心脏作为诊断对象、使用 MTEE 探头一边使超声波扫描面旋转一边扫描三维区域的情况作为例子。但是，本发明的技术性思想不拘泥于该心脏的例子，例如在以肝脏等的腹部区域为诊断对象的情况下也能够应用。此外，虽然本方案中允许心跳周期的小幅变动，但是像心律不齐那样心跳周期变动大的情况应除外考虑。

图 3 为示出在依照由体动引起的噪音的消除功能的处理(由体动引起的噪音的消除处理)中所执行的各处理的流程的流程图。以下、针对各步骤中的处理内容进行说明。

[基于 MTEE 的三维扫描的执行、二维图像的生成：步骤 S1、S2]

首先，以 ECG 信号作为触发，在控制处理器 28 的控制下，针对每次扫描，以旋转轴为中心在 180° 的范围内使超声波探头 12 (MTEE 探头) 的多个超声波振动子进行旋转(变化旋转角)来执行三维扫描，取得跨多个心跳的多个帧的回波信号(在此，例如图 4 所示的 16 帧的回波信号)(步骤 S1)。另外，在该扫描中，信号针对每一帧在时间上、空间上变化。此外，由控制处理器 28 基于 ECG 信号取得表示各帧与哪一个心时相对应的信息(心时相信息)，在例如内部存储装置 29 中自动地存储该信息。

由该扫描取得的多个帧的回波信号针对每一帧经由超声波接收单元 22 被输出至 B 模式处理单元 23。B 模式处理单元 23 生成每一帧的 B 模式图像数据。

接着，图像生成单元 25 根据每一帧的 B 模式图像数据，生成每一帧的二维图像(步骤 S2)。

[提取出相同心时相的各二维图像：步骤 S3]

接下来，图像生成单元 25 使用心时相信息提取出相同心时相(心跳周期)的各二维图像，取得各心时相中三维位置不同(空间上不同

的位置)的多个二维图像(步骤 S3)。

图 5A、图 5B、图 5C、图 5D 为用于说明本步骤 S3 中的处理的图。即,在如图 4 所示所取得的 16 个剖面的二维图像中,图 5A 表示提取出与 R 波检测对应的第 1 心时相的二维图像 1、5、9、13,图 5B 表示提取出与 R 波检测对应的第 2 心时相的二维图像 2、6、10、14,图 5C 表示提取出与 R 波检测对应的第 3 心时相的二维图像 3、7、11、15,图 5D 表示提取出与 R 波检测对应的第 4 心时相的二维图像 4、8、12、16。

[运动向量的计算:步骤 S4]

接下来,图像生成单元 25 对每一帧(对每个扫描面)计算运动向量(步骤 S4)。运动向量的计算方法如下。

图 6A、图 6B、图 7 为用于说明运动向量的计算方法的概念的图。如图 6A、6B 所示,在相同心时相的体(volume)内的各帧的数据中,中心轴通过相同的线。因此,如果没有呼吸等的运动的话,各帧在中心轴上的数据应该取相同的值。如图 7 所示,通过尝试排列实际各帧在中心轴上的线的图像(横轴为帧 No(旋转方向=Z 方向)、纵轴为距离方向(X 方向)),可知约每 4 秒由呼吸引起图像变化的样态。

为了修正此运动,图像生成单元 25 决定基准帧 k(例如第 1 帧),从第 k 帧的中心轴和第 n 帧(例如第 5、9、13 帧)的中心轴,通过向 X 方向、Y 方向、Z 方向分别偏移来计算互相关系数,将其最大的位置(Δx 、 Δy 、 Δz)作为运动向量。此时,如图 8 所示,优选地,在 X 方向上对线进行分割,对各个块进行此处理(其中,图 8 是以第 9 时相作为例子)。还有,作为基准帧 k,优选地,选择没有运动的变动的帧。进而也可以代替互相关系数,使用差的绝对值之和或者差的平方和为最小的位置。

[运动校正处理:步骤 S5]

接下来,图像生成单元 25 在各帧中根据每个块的运动向量计算帧整体的运动向量,并使用其执行各帧的运动修正(步骤 S5)。

由各块的运动向量可知块的中心位置分别向哪儿发生了位移。由

此，图像生成单元 25 针对各帧，根据与各块对应的多个运动向量，计算出如果没有运动的情况下（正确的基准帧的状态）观测到的断层面在哪个位置。即，图像生成单元 25 针对各帧，根据与各块对应的多个运动向量，通过最小二乘法计算出与下面的公式（1）表示的相对于 x 、 y 、 z 轴的平行移动和旋转角的参数（共计 6 个）。

[公式 1]

★

$$\begin{pmatrix} x_1' \\ y_1' \\ z_1' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\theta_z & -\sin\theta_z & 0 \\ \sin\theta_z & \cos\theta_z & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos\theta_y & 0 & \sin\theta_y \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\theta_y & 0 & \cos\theta_y \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta_x & -\sin\theta_x \\ 0 & \sin\theta_x & \cos\theta_x \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{pmatrix}$$

(1)

$$\begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{pmatrix} : \text{基准帧的位置} \quad \begin{pmatrix} x_1' \\ y_1' \\ z_1' \end{pmatrix} : \text{互相关系数为最大的位置}$$

$$\theta_x \ \theta_y \ \theta_z : \text{旋转角} \quad x_0 \ y_0 \ z_0 : \text{平行移动量}$$

接着，图像生成单元 25 针对各帧，通过使用决定了参数的公式（1），如图 9 所示使观测到的断层面上的各点的位置发生移动，执行运动修正处理，从而在如图 10B 所示的、推定为在没有体动的情况下存在的位置（与基准帧对应的状态）上配置如图 10A 所示的观测到的断层面。

另外，本实施方式中假设没有变形，运动只限于平行移动和旋转。并且，在计算出上述公式（1）的参数时，最低只要有二个运动向量即可。但是，本实施方式中，为了提高精度，根据多个运动向量通过最小二乘法推定参数。

[三维图像生成：步骤 S6]

图像生成单元 25 基于由步骤 S5 的运动修正处理所得到的新剖面位置来执行体绘制，生成三维图像（步骤 S6）。此时的三维坐标变换，由于没有规则地配置剖面所以非常复杂。但是，通过如图 11A 所示将

相邻的两个帧构成的坐标变换之前的空间位置和如图 11B 所示的三维空间内的位置分割为多个多边形来定义, 则可以实现。

[图像显示: 步骤 S7]

图像合成部件 27 将从图像生成单元 25 取得的图像与各种参数的文字信息或刻度等一起进行合成。然后, 控制单元 28 控制显示单元 14, 从而以规定的形态显示与文字信息等合成在一起的三维图像。

(效果)

根据以上所述的结构, 能够得到以下的效果。

根据本超声波诊断装置, 在一边以规定的轴(旋转轴)为中心使扫描面旋转一边扫描三维区域的情况下, 使用旋转轴上的超声波图像数据计算出运动扫描面(超声波断层)的运动向量, 并使用其来修正扫描面间的位置偏移。因此, 即使是在超声波扫描中发生了由呼吸等引起的体动的情况, 也能够消除该体动对图像的影响, 从而能够提供无变形的高画质图像。其结果是, 在对心脏等进行四维图像显示时, 不会给患者及操作增加负担, 并且能以比较便宜的价格提供高可靠性的图像。

(第 2 实施方式)

接下来, 说明本发明的第 2 实施方式。本实施方式的超声波诊断装置 1 为了提高旋转方向(Z 方向)的分辨率, 在运动修正的时候, 除了与同一心时相的剖面对应的帧以外, 还使用与时间上接近(即, 接近的心时相)、且空间上接近的剖面对应的帧。

接下来, 说明本实施方式中由体动引起的噪音的消除处理。

图 12 为本实施方式的由体动引起的噪音的消除处理的流程图。此图和图 3 相比, 只有步骤 S4' 不同, 其他步骤的内容实质上相同。以下, 只针对不同的内容进行说明。

[运动向量的计算: 步骤 S4']

图像生成单元 25 针对每一帧, 使用同一心时相的帧和接近的心时相的帧来计算运动向量(步骤 S4')。

即, 在图 13 中, 在进行例如第 1 心时相(由第 1、5、9、13 剖

面构成。参照图 5) 的剖面 5 的运动修正时, 除了同一心时相的第 1、5、9、13 帧以外, 还使用虽然是不同心时相但接近的至少一个剖面(例如第 4、6 等)来计算关于剖面 5 的运动向量。另外, 具体的计算方法和第 1 实施方式一样。

根据上述结构, 在计算运动向量时, 除了与作为运动修正对象的帧为同一心时相的帧以外, 还利用具有与作为运动修正对象的帧接近的心时相、并且在空间上也接近的至少一个帧来计算运动向量, 修正剖面的位置偏移。因此, 能够提高旋转方向的分辨率, 能够实现更有效的运动修正。

(第 3 实施方式)

接下来, 说明本发明的第 3 实施方式。本实施方式的超声波诊断装置 1 是例如以肝脏等不进行周期性运动的部位作为诊断对象、不需要 ECG 信号的装置。

图 14 为用于说明本实施方式的由体动引起的噪音的消除处理的图。本实施方式的例子中, 诊断对象自身不运动。因此, 如图 14 所示, 如果没有由呼吸等引起的体动的话, 所有剖面(即第 1~16 的各剖面)在旋转轴上的数据应该是一致的。由此, 在本超声波诊断装置 1 中, 计算各帧中的运动向量时, 利用所有剖面在旋转轴上的数据。

根据这样的结构, 能够进一步提高旋转方向的分辨率, 能够实现更有效的运动修正。

另外, 本发明并不只限于上述实施方式本身, 在实施阶段, 在不脱离其宗旨的范围内可以对构成要素进行变形来实现。作为具体的变形例, 有如下的形式。

(1) 本实施方式的各功能也可以通过将执行该处理的程序安装在工作站等计算机上并将它们在存储器上展开来实现。这时, 使计算机能够执行该方法的程序也可以在磁盘(软盘、硬盘等)、光盘(CD-ROM、DVD 等)、半导体存储器等记录介质上保存并发布。

(2) 在上述各实施方式中, 在以上说明中虽然用剖面均匀的平行移动量和旋转角定义了运动, 但是也可以将剖面分割成块从而分别

对每个块进行平行移动以及旋转。进而还可以考虑到变形。

(3) 上述各实施方式中, 将作为原始数据的 B 模式图像数据进行二维坐标变换之后执行运动向量的计算、运动修正处理, 进行三维坐标变换(三维图像生成)。与此相对地, 也可以不进行二维坐标变换, 而是利用作为原始数据的 B 模式图像数据本身执行上述的运动向量计算和运动修正处理, 进行三维坐标变换。

此外, 通过上述实施方式中公开的多个构成要素的适当组合, 可以形成各种的发明。例如可以从实施方式示出的全部构成要素中删除几个构成要素。进而, 还可以适当地组合不同实施方式的构成要素。

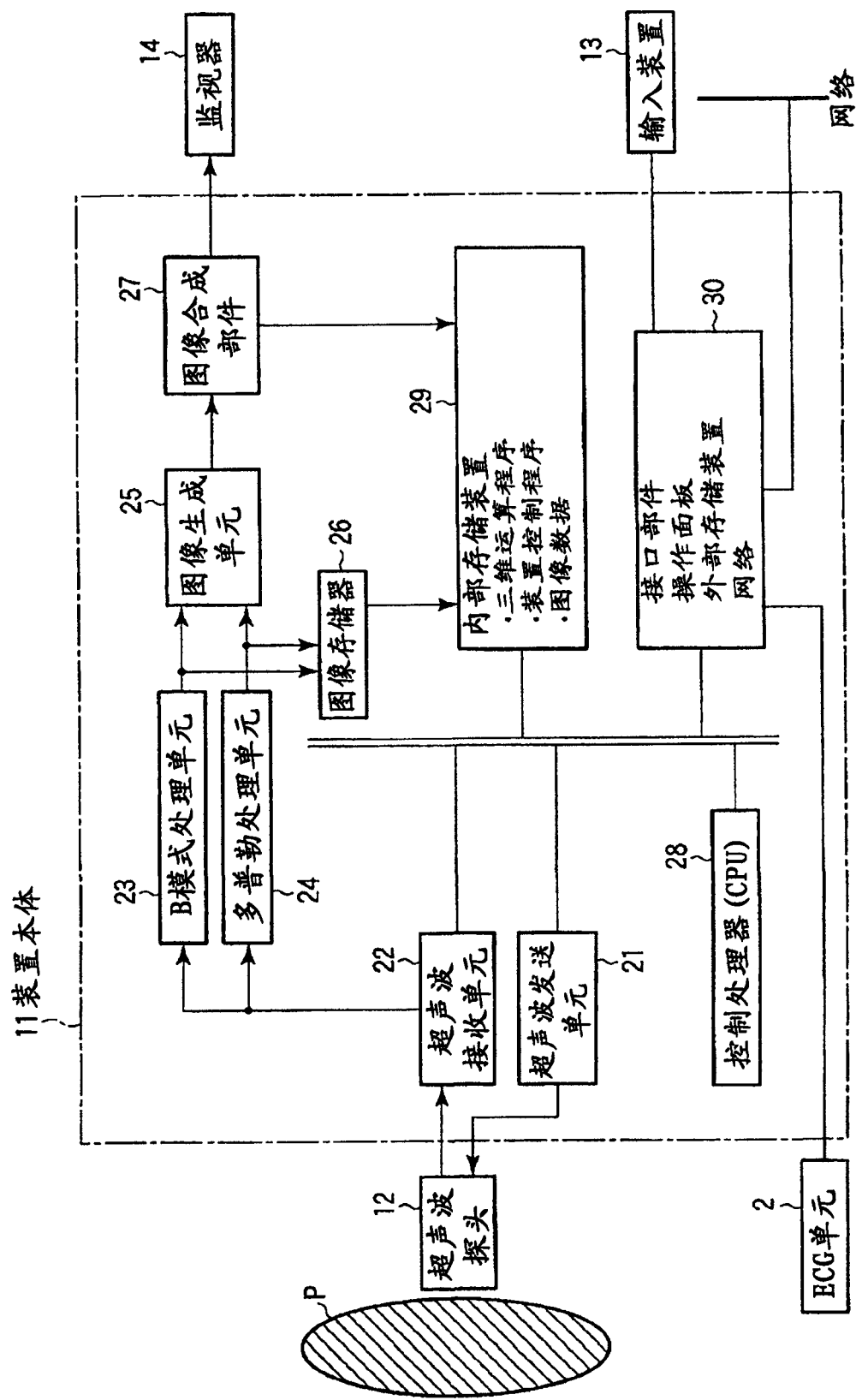


图1

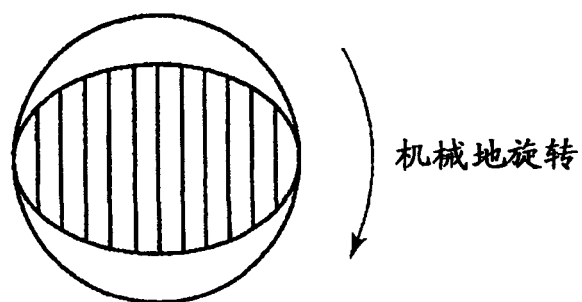


图 2A

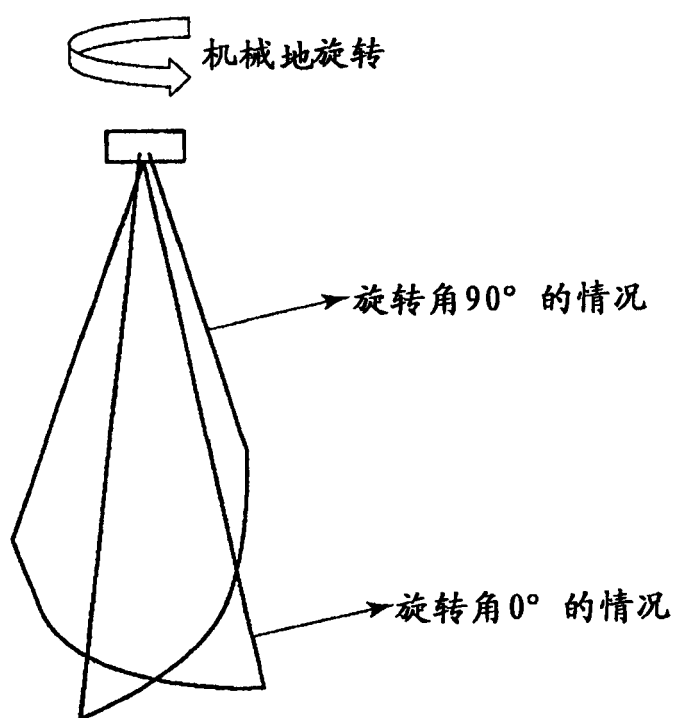


图 2B

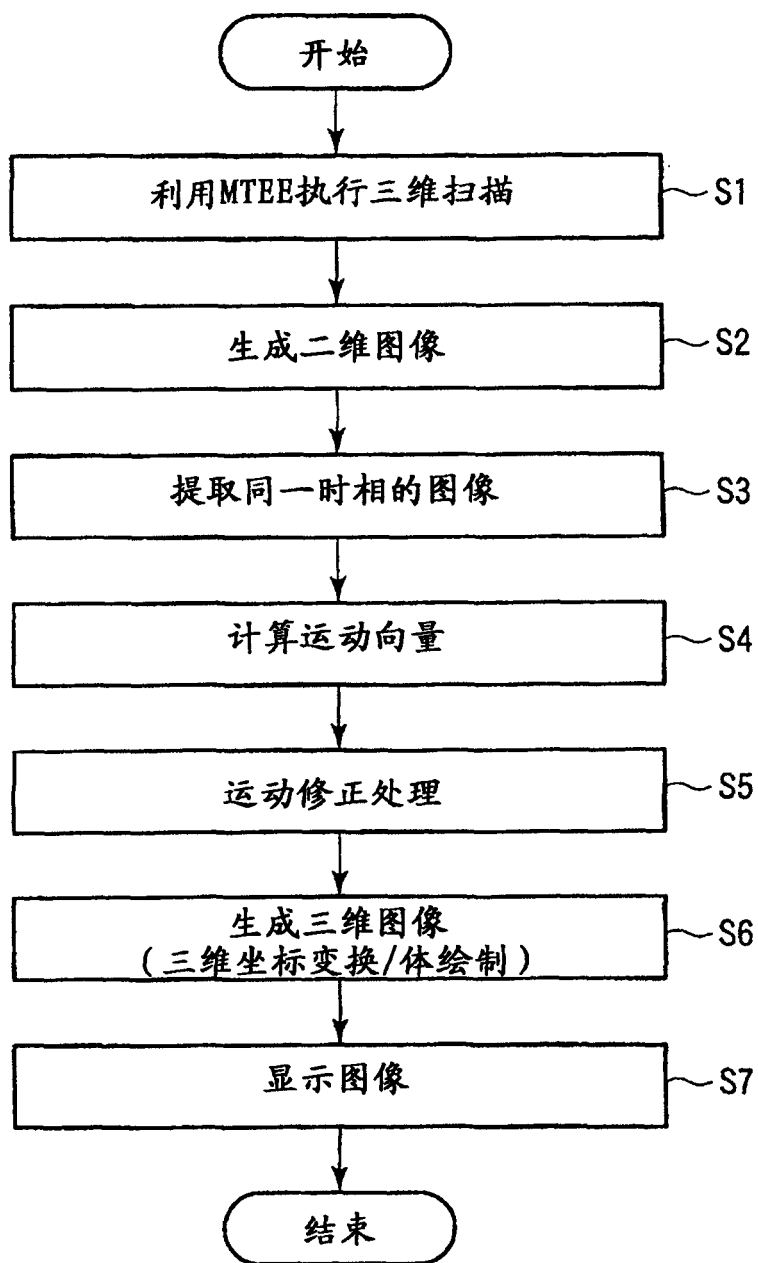


图 3

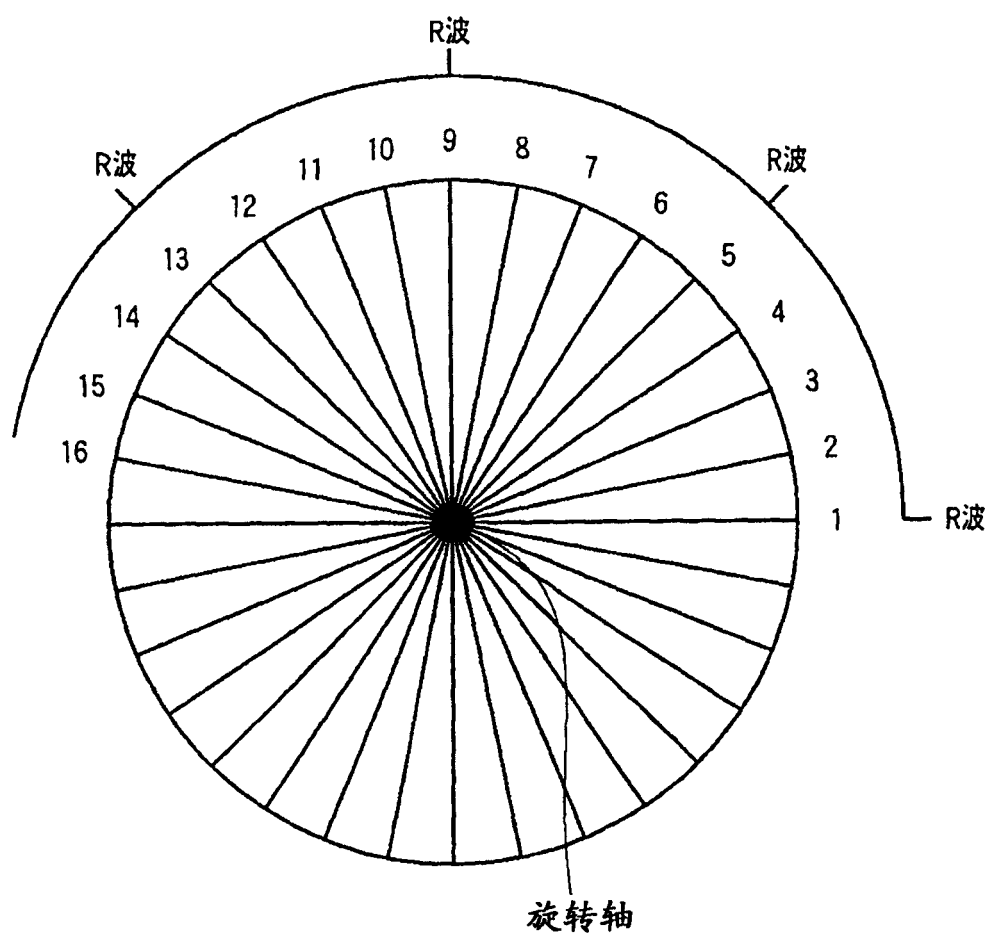


图 4

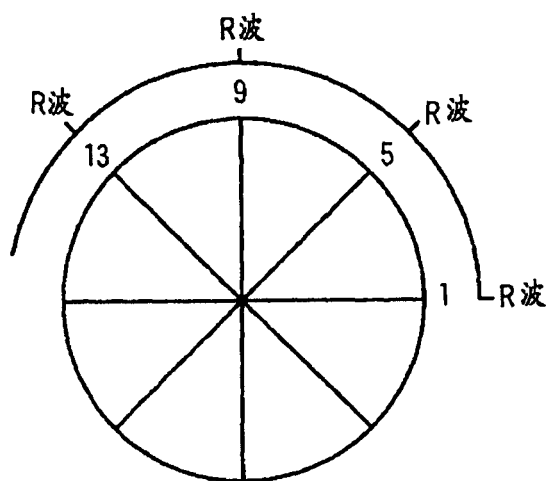


图 5A

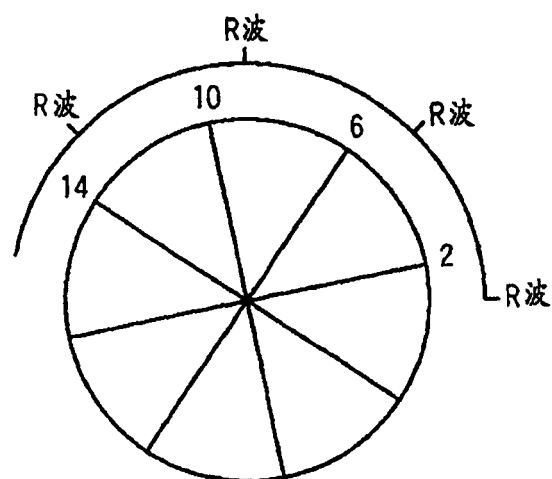


图 5B

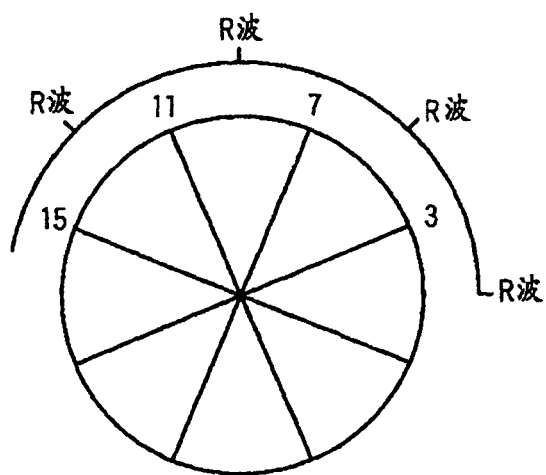


图 5C

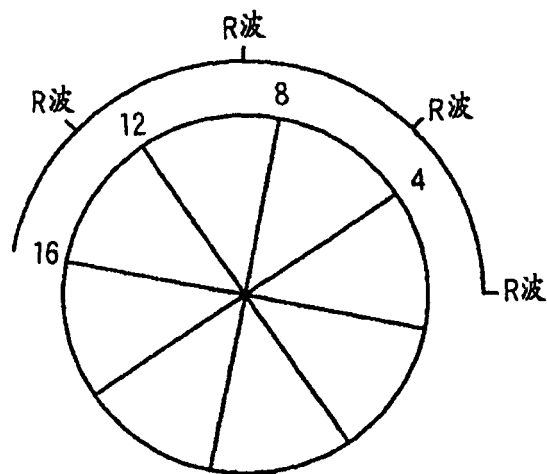


图 5D

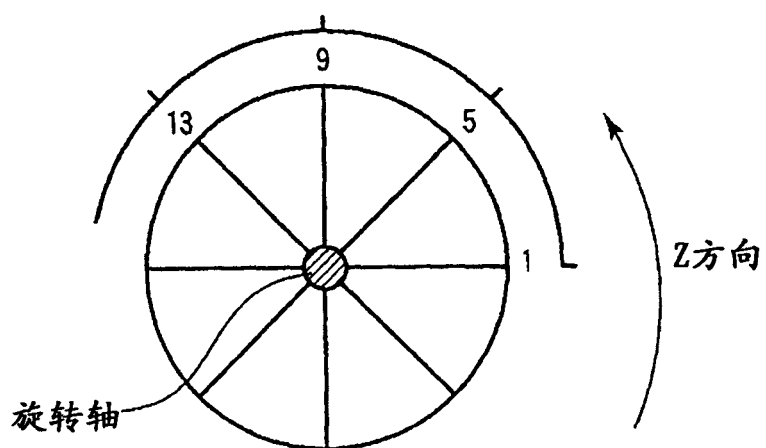


图 6A

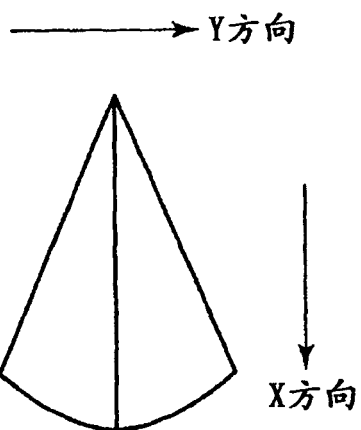
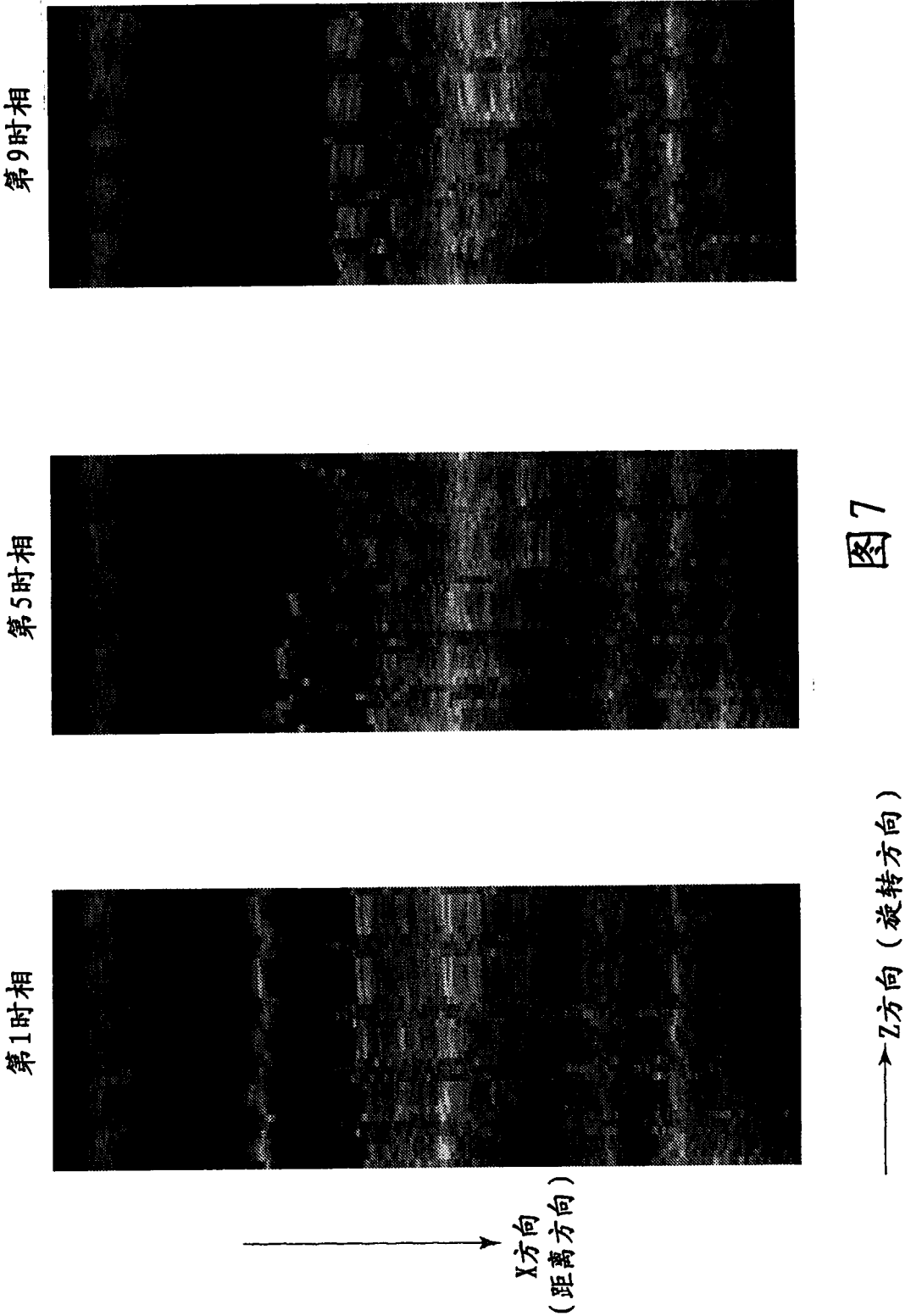
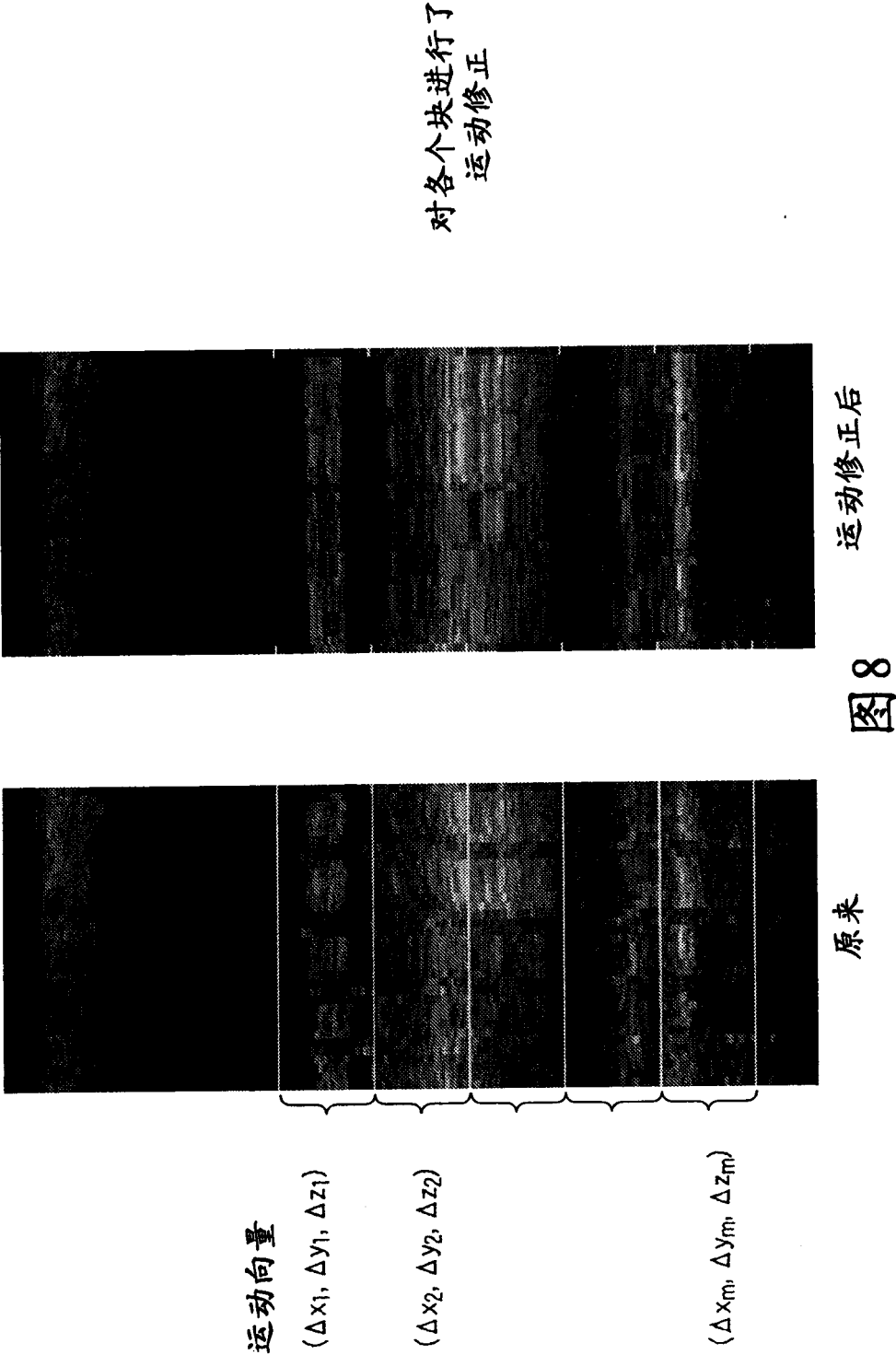


图 6B



第9时相



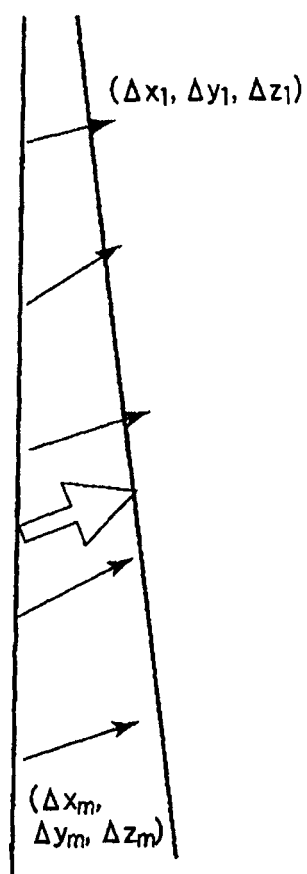


图9

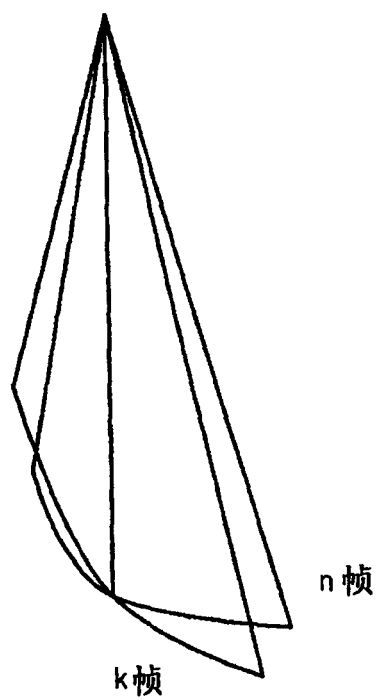


图 10A

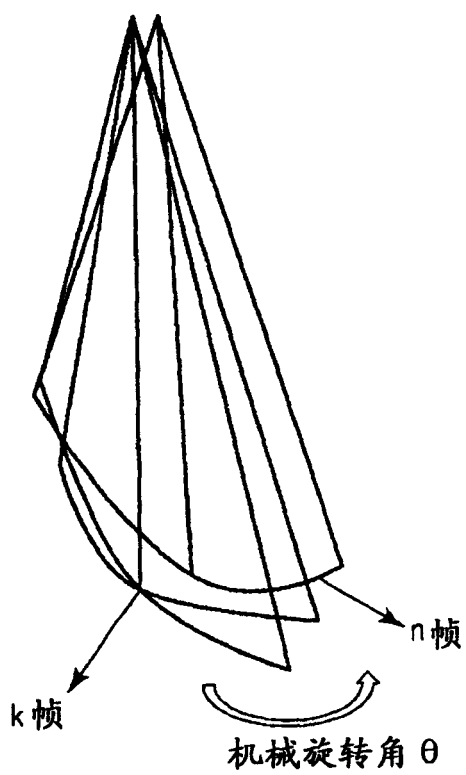


图 10B

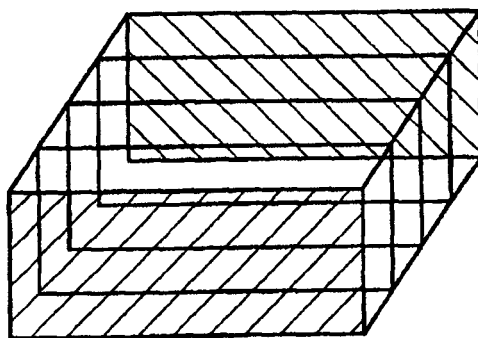


图11A

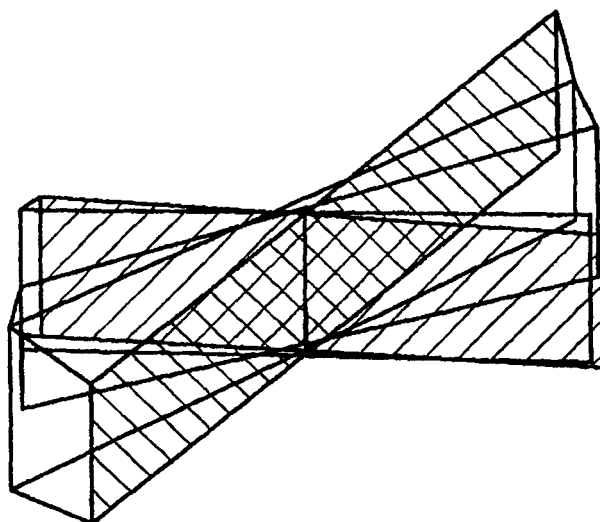


图11B

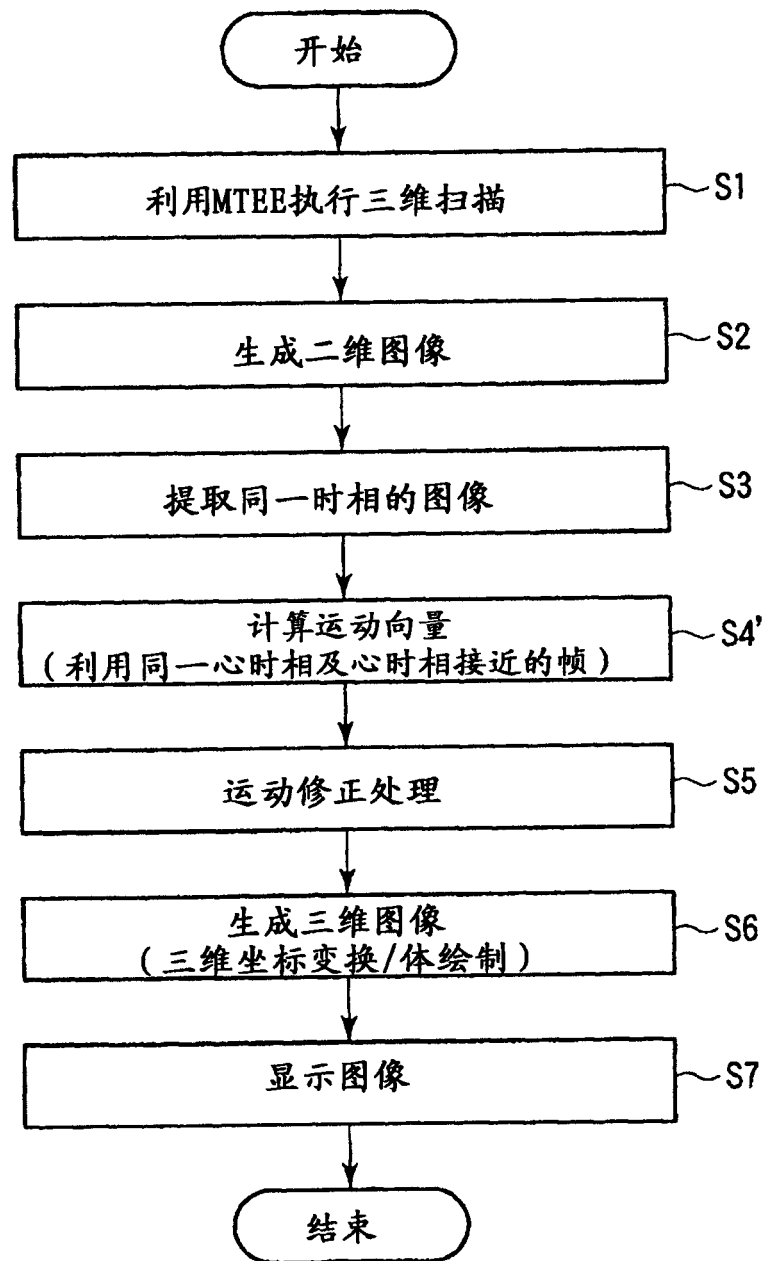


图 12

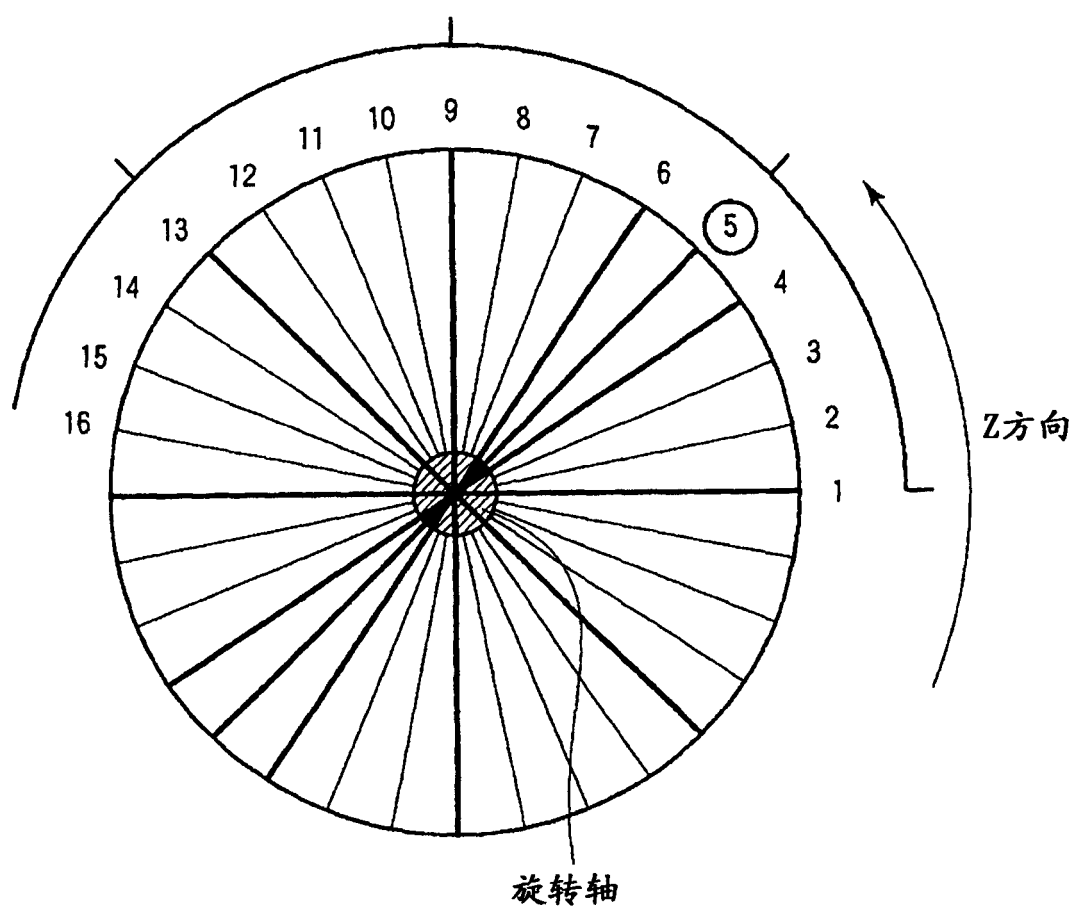


图 13

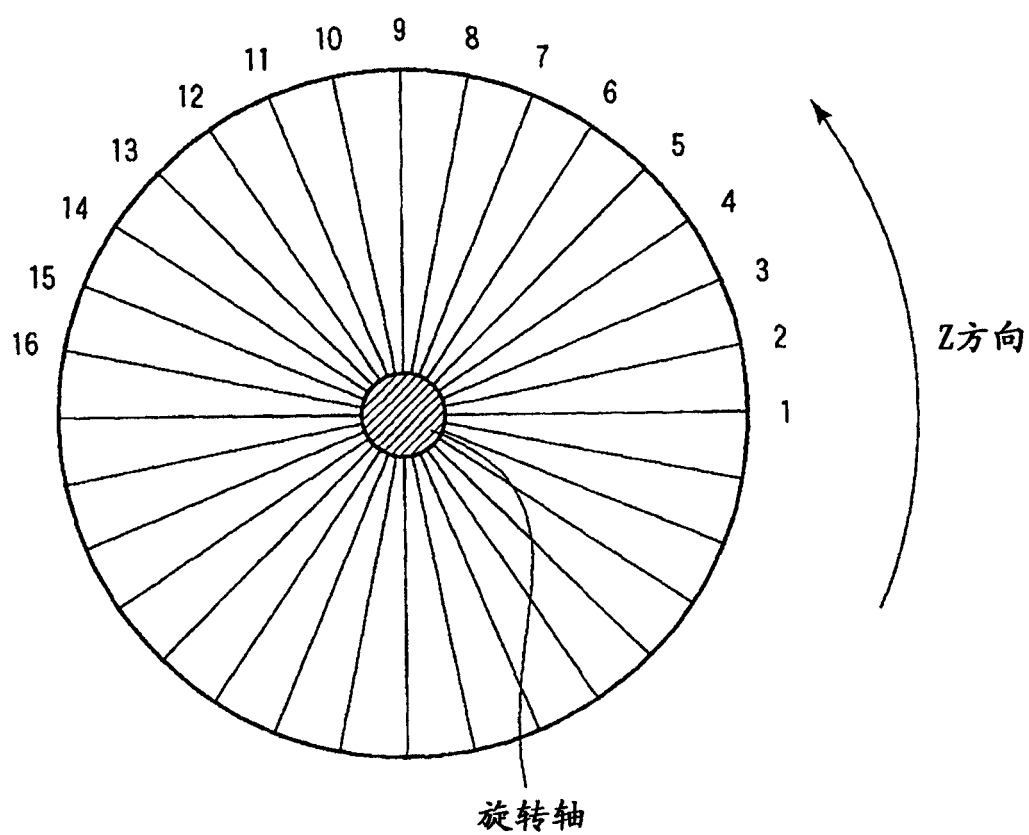


图14

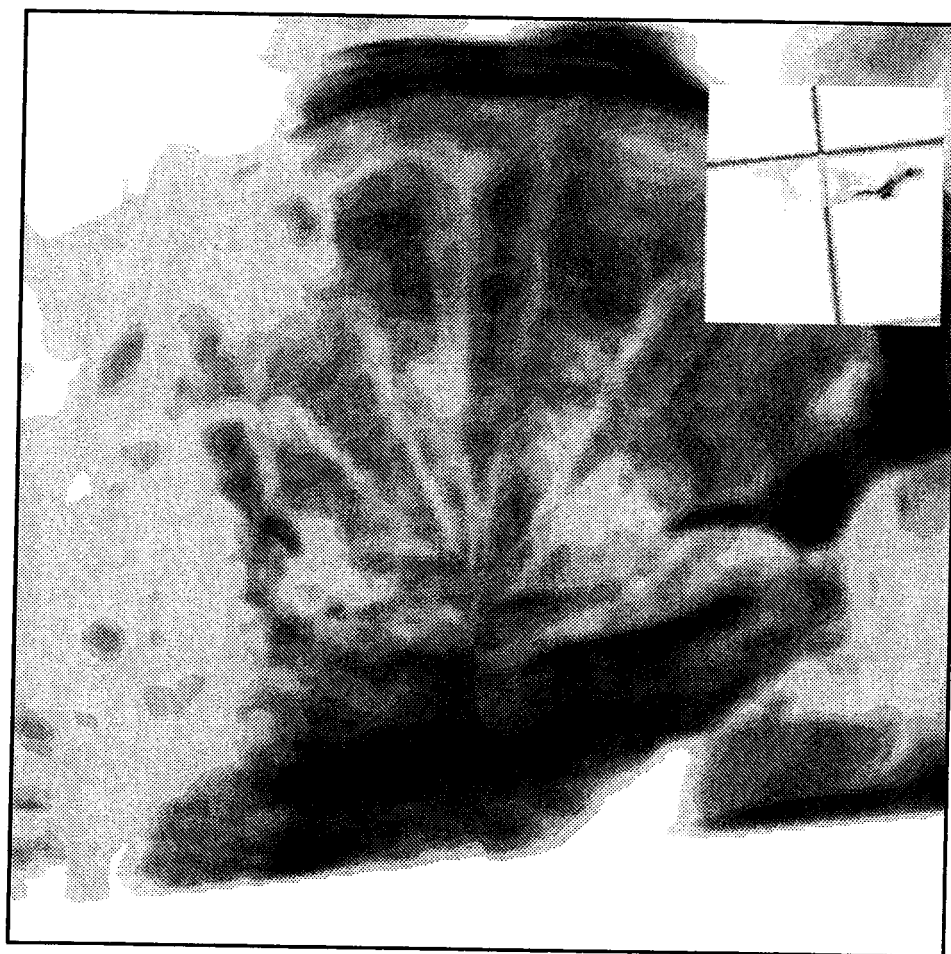


图15

专利名称(译)	超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及超声波图像处理方法		
公开(公告)号	CN101658432A	公开(公告)日	2010-03-03
申请号	CN200910171030.8	申请日	2009-08-28
[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	佐藤武史 岭喜隆		
发明人	佐藤武史 岭喜隆		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/488 A61B8/5276 A61B8/54 A61B8/13 A61B8/08 A61B8/543 A61B8/483 A61B8/06		
优先权	2008222646 2008-08-29 JP		
其他公开文献	CN101658432B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

根据本发明的超声波诊断装置，在一边以规定的轴(旋转轴)为中心使扫描面旋转一边对三维区域进行扫描的情况下，使用旋转轴上的超声波图像数据来计算运动扫描面(超声波断层)的运动向量，并使用其来修正扫描面间的位置偏移。另外，根据需要，除了与作为运动修正对象的帧为同一心时相的帧以外，还利用具有与作为运动修正对象的帧接近的心时相并且在空间上也接近的至少一个帧，计算运动向量，修正剖面的位置偏差。

