



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107041761 A
(43)申请公布日 2017.08.15

(21)申请号 201611225587.1

(22)申请日 2016.12.27

(30)优先权数据

2016-022459 2016.02.09 JP

(71)申请人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

(72)发明人 饭村隆志

(74)专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司 11243

代理人 范胜杰 赵宇

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 6/12(2006.01)

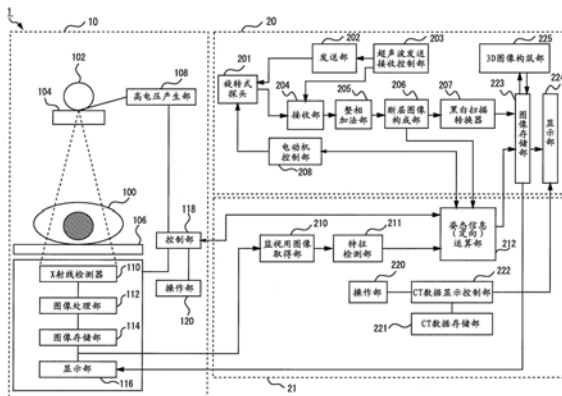
权利要求书2页 说明书11页 附图12页

(54)发明名称

超声波诊断装置、旋转式探头的姿态计算装置及其方法

(57)摘要

本发明涉及超声波诊断装置、旋转式探头的姿态计算装置及其计算方法。为了计算表示插入被检体内的旋转式探头朝向哪个方向的态度信息(定向信息),本发明的超声波诊断装置(20)使用一边使扫描方向旋转一边对被检体(100)发送接收超声波的旋转式探头(201)来对被检体(100)发送接收超声波,并生成超声波图像(30)。姿态计算装置(21)取得在超声波图像(30)的拍摄中得到的、即对旋转式探头(201)的至少一部分连同被检体(100)一起进行描画而得的图像作为监视用图像,求取与监视用图像中显现的表示周期性运动的特征部(A)的出现定时的相同定时的扫描线。由此计算旋转式探头(201)的姿态信息(定向信息)。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,
所述超声波诊断装置具备:
旋转式探头,其一边使扫描方向旋转一边对被检体发送接收超声波;
超声波图像构成部,其基于由所述旋转式探头接收到的来自所述被检体的反射超声波信号,来构成超声波图像;
监视用图像取得部,其取得在所述超声波图像的拍摄中得到的图像、即对所述旋转式探头的至少一部分连同所述被检体一起进行描画而得的图像,作为监视用图像;
运算部,其基于在所述监视用图像中显现的表示周期性运动的特征部的出现定时,来计算所述旋转式探头的姿态信息;以及
显示部,其显示所述超声波图像。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述超声波诊断装置具备:
转速取得部,其取得在拍摄所述超声波图像的过程中的旋转式探头的转速信息;以及
拍摄姿态取得部,其取得所述监视用图像的拍摄姿态信息,
所述运算部基于所述特征部的出现定时、所述转速信息以及所述监视用图像的拍摄姿态信息,来计算所述旋转式探头的姿态信息。
3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述监视用图像为X射线透视像。
4. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述运算部基于所述监视用图像的拍摄姿态信息和所述旋转式探头的姿态信息,来计算所述超声波图像中的基准方向,
所述显示部在所述超声波图像上显示所述基准方向。
5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述超声波诊断装置还具备:
CT数据取得部,其取得被预先拍摄的、描画被检体体内而得的CT数据;
位置检测部,其检测所述旋转式探头的位置;
重叠显示部,其基于所述旋转式探头的位置和所述姿态信息,根据所述CT数据取得符合于所述旋转式探头的位置的断层像,并将所述超声波图像在所述断层像上进行对位来重叠显示。
6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述超声波诊断装置还具备:
位置检测部,其在拍摄中检测所述旋转式探头的位置;
图像存储部,其将拍摄时的位置信息和所述旋转式探头的姿态信息记录到所述超声波图像上;以及
三维图像构筑部,其基于所述旋转式探头的位置和所述旋转式探头的姿态信息,根据所述超声波图像来构筑三维图像。
7. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述超声波诊断装置还具备:取得被检体的透视图像的透视图像取得部,
所述显示部在所述透视图像上表示插入了所述旋转式探头的位置,并且将插入了所述

旋转式探头的位置的所述超声波图像或所述三维图像与所述透视图像并排显示。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在於,

所述超声波诊断装置还具备调整部,该调整部取得所述旋转式探头的旋转周期和所述监视用图像的拍摄速率,基于在所述监视用图像中显现的所述特征部的出现定时,来调整所述旋转式探头的旋转周期和所述监视用图像的拍摄速率中的某一者或者两者。

9. 一种旋转式探头的姿态计算装置,其特征在於,

所述姿态计算装置具备:

监视用图像取得部,其取得在超声波图像的拍摄中得到的、对所述旋转式探头的至少一部分连同所述被检体一起进行描画而得的图像作为监视用图像,其中,所述超声波图像基于由一边使扫描方向旋转一边对被检体发送接收超声波的旋转式探头所接收到的、来自所述被检体的反射超声波信号而构成;

运算部,其基于在所述监视用图像中显现的表示周期性运动的特征部的出现定时,来计算所述旋转式探头的姿态信息;以及

输出部,其输出所述旋转式探头的姿态信息。

10. 一种旋转式探头的姿态计算方法,其特征在於,

所述姿态计算方法包含以下步骤:

基于由一边使扫描方向旋转一边对被检体发送接收超声波的旋转式探头所接收到的、来自所述被检体的反射超声波信号,来构成超声波图像的步骤;

取得在所述超声波图像的拍摄中得到的图像、即对所述旋转式探头的至少一部分连同所述被检体一起进行描画而得的图像来作为监视用图像的步骤;

基于在所述监视用图像中显现的表示周期性运动的特征部的出现定时,来计算所述旋转式探头的姿态信息的步骤;以及

显示所述超声波图像的步骤。

超声波诊断装置、旋转式探头的姿态计算装置及其方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置、旋转式探头的姿态计算装置、以及旋转式探头的姿态计算方法, 详细来说, 涉及对表示插入体内的旋转式探头朝向哪个方向姿态信息(定向信息)的计算。

背景技术

[0002] 在CT图像中, 有时无法在透视图像上目视确认呈磨砂玻璃状阴影(Ground Glass Opacity, 毛玻璃样)的内部细胞密度小的肿瘤。因此, 例如在使用了采集肺的周围性肿瘤的细胞的支气管内视镜的生物体检查等中, 将前端直径为2mm左右的细旋转式探头插入支气管内, 取得360度方向的超声波图像。这样, 采取了一边监控内视镜无法伸入的细微部分的病变一边采集患部组织的方法。

[0003] 上述旋转式探头通过以一定周期使设置在前端部的振子旋转, 从而呈放射状发送接收超声波, 并描画出被检体体内的图像。但是, 由于难以掌握被检体体内的旋转式探头的姿态, 且视野有所局限, 因此无法掌握所描画出的超声波图像的方向, 从而难以掌握实际的病变位置与超声波图像内的病变位置的关系。

[0004] 对此, 例如专利文献1中公开了根据多个透视图像的特征来检测导管的旋转角度的技术。具体来说, 以前端弯曲为钩状的导管为对象, 基于在使导管旋转的动作时所拍摄的Xs透视像或手头的旋转操作的量等, 通过图像处理来检测导管前端的旋转角度。

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1: 国际公开第2014/024422号

发明内容

[0007] 然而, 专利文献1的方法是将钩状的导管设为对象, 无法应用于对旋转式探头的姿态或超声波图像的方向的识别。

[0008] 本发明是鉴于以上问题点而完成的, 其目的在于, 提供一种可以对表示插入被检体内的旋转式探头朝向哪个方向姿态信息(定向信息)进行计算的超声波诊断装置、旋转式探头的姿态计算装置、以及旋转式探头的姿态计算方法。

[0009] 为了实现所述目的, 本发明提供了一种超声波诊断装置, 其特征在于, 具备: 旋转式探头, 其一边旋转扫描方向一边对被检体发送接收超声波; 超声波图像构成部, 其基于由所述旋转式探头接收到的来自所述被检体的反射超声波信号来构成超声波图像; 监视用图像取得部, 其取得在所述超声波图像的拍摄中得到的图像、即对所述旋转式探头的至少一部分连同所述被检体一起进行描画而得的图像作为监视用图像; 运算部, 其基于在所述监视用图像中显现的表示周期性运动的特征部的出现定时, 来计算所述旋转式探头的姿态信息; 以及显示部, 其显示所述超声波图像。

[0010] 另外, 提供一种旋转式探头的姿态计算装置, 其特征在于, 该姿态计算装置具备: 监视用图像取得部, 其取得在超声波图像的拍摄中得到的、对所述旋转式探头的至少一部

分连同所述被检体一起进行描画而得的图像作为监视用图像,所述超声波图像基于由一边使扫描方向旋转一边对被检体发送接收超声波的旋转式探头所接收到的、来自所述被检体的反射超声波信号而构成;运算部,其基于在所述监视用图像中显现的表示周期性运动的特征部的出现定时来计算所述旋转式探头的姿态信息;以及输出部,其输出所述旋转式探头的姿态信息。

[0011] 另外,提供一种旋转式探头的姿态计算方法,其特征在于,所述姿态计算方法包含以下步骤:基于由一边使扫描方向旋转一边对被检体发送接收超声波的旋转式探头所接收到的、来自所述被检体的反射超声波信号,来构成超声波图像的步骤;取得在所述超声波图像的拍摄中得到的图像、即对所述旋转式探头的至少一部分连同所述被检体一起进行描画而得的图像作为监视用图像的步骤;基于在所述监视用图像中显现的表示周期性运动的特征部的出现定时来计算所述旋转式探头的姿态信息的步骤;以及显示所述超声波图像的步骤。

[0012] 通过本发明,能够提供一种能够计算表示插入被检体体内的旋转式探头朝向哪个方向的姿态信息(定向信息)的超声波诊断装置、旋转式探头的姿态计算装置、以及旋转式探头的姿态计算方法。附图说明

[0013] 图1是利用本发明所涉及的超声波诊断装置20及旋转式探头的姿态计算装置21的检查系统1的整体结构图。

[0014] 图2是说明X射线图像诊断装置10的拍摄姿态(X射线源102及X射线检测器110相对于被检体100的倾角)与X射线透视像中显现的旋转式探头201的特征部A的位置关系的图。

[0015] 图3是表示旋转式探头201的定位计算处理(定向计算处理,Orientation calculation process)的流程图。

[0016] 图4是图3的步骤S108的定位计算处理的具体例。

[0017] 图5是对超声波图像30与扫描线SL1、SL2、…的关系进行说明的图。

[0018] 图6是图3的步骤S110的显示处理的例(1)。

[0019] 图7是表示超声波图像30上的基准方向(正上方)的标识5的显示例。

[0020] 图8是图3的步骤S110的显示处理的例(2)。

[0021] 图9是以使基准方向(正上方)向上变化的方式来进行旋转而得的超声波图像30的显示例。

[0022] 图10是图3的步骤S110的显示处理的例(3)。

[0023] 图11是CT图像35与超声波图像30的重叠图像40的例子。

[0024] 图12是根据超声波图像30生成描画体内而得的三维图像的处理的流程图

[0025] 图13中的(a)为连续得到的超声波图像30_1、30_2、…、30_n,(b)为基于(a)的超声波图像30_1、30_2、…、30_n而生成的三维图像54及MPR图像51、52以及超声波图像53的显示例。

[0026] 图14是X射线透视像61和三维图像62的并排显示例。

[0027] 图15是表示各帧的X射线透视像30a、30b、30c中出现的特征部A的位置变化的图。

[0028] 图16是说明旋转式探头201的旋转周期与X射线透视像的拍摄速率的同步的流程图

[0029] 附图标记说明

[0030] 1—检查系统,10—X射线图像诊断装置,102—X射线源,104—X射线光圈,106—床,108—高压产生部,110—X射线检测器,112—图像处理部,114—图像存储部,116—显示部、118—控制部,120—操作部,20—超声波诊断装置,201—旋转式探头,202—发送部,203—超声波发送接收控制部,204—接收部,205—整相加法部,206—断层图像构成部,207—黑白扫描转换器,208—电动机控制部,210—监视用图像取得部、21—姿态计算装置,211—特征检测部,212—姿态信息(定位)运算部,220—操作部,221—CT数据存储部,222—CT数据显示控制部,223—图像存储部,224—显示部,225—3D图像构筑部,A—特征部、 θ —X射线图像诊断装置10的拍摄姿态,SL₀—基准扫描线,SL₁~SL_i—扫描线,30—超声波图像、5—表示正上方(拍摄姿态 $\theta=0^\circ$)的标识,35—CT图像,40—重叠图像,50、60—显示布局,51、52、53—MPR图像,54—三维图像,61—透视像,62、64—三维图像,63—缩略图,65—标识(表示旋转式探头的位置的标识)。

具体实施方式

[0031] 下面基于附图对本发明的实施方式进行详细说明。

[0032] [第1实施方式]

[0033] 首先,参照图1对本发明的整体结构进行说明。

[0034] 图1所示的检查系统1的结构,具备本发明所涉及的超声波诊断装置20、X射线图像诊断装置10、以及旋转式探头的姿态计算装置21。

[0035] 超声波诊断装置20具有:插入到被检体100的体内来使用的旋转式探头201、发送部202、接收部204、超声波发送接收控制部203、整相加法部205、断层图像构成部206、黑白扫描转换器207、电动机控制部208、图像存储部223、显示部224、以及3D图像构筑部225等。

[0036] 旋转式探头201是一边通过使设置在前端部的振子以一定周期旋转从而使扫描线在 360° 方向上旋转,一边在与被检体100之间发送接收超声波的超声波探头。

[0037] 发送部202经由旋转式探头201以预定的时间间隔对被检体100重复发送超声波。接收部204按时序接收从被检体100产生的反射超声波信号。超声波发送接收控制部203控制发送部202及接收部204的动作。

[0038] 电动机控制部208控制旋转式探头201的前端部的旋转。另外,电动机控制部208通过编码器等监视前端部的转速,并输入至姿态计算装置21的姿态信息(定位、定向,orientation)运算部212。

[0039] 整相加法部205对由接收部204接收到的反射超声波信号进行整相相加,并输出至断层图像构成部(超声波图像构成部)206。断层图像构成部206基于从整相加法部205输入的RF信号帧数据,来构筑被检体100体内的断层图像。黑白扫描转换器207对通过断层图像构成部206构筑的黑白(浓淡)的断层图像进行转换,以符合显示部224的显示。

[0040] 图像存储部223将由断层图像构成部206生成且通过黑白扫描转换器207为了用于显示而转换而得的多帧断层图像,连同时间信息一起进行存储。

[0041] 显示部224显示在图像存储部223中存储的图像、包含检查信息、扫描条件、设定信息等的各种信息。

[0042] 姿态计算装置21是计算旋转式探头201的姿的装置。姿态计算装置21具有:监视用图像取得部210、特征检测部211、姿态信息(定向)运算部212、操作部220、CT数据显示部

222、CT数据存储部221。定向的意思是指,在本说明书中表示插入到体内的旋转式探头的姿态(旋转方向、朝向)的信息。

[0043] 此外,姿态计算装置21可以如图1所示,独立于超声波诊断装置20而构成,也可以构成为组装在超声波诊断装置20中。如图1所示,在超声波诊断装置20和姿态计算装置21独立地构成时,姿态计算装置21经由接口(未图示)在超声波诊断装置20与X射线图像诊断装置10之间发送接收数据。

[0044] 监视用图像取得部210将在超声波图像(上述断层图像)的拍摄中得到的、且描画旋转式探头201的至少一部分以及被检体100而得的图像,作为监视用图像而取得。例如,取得由X射线图像诊断装置10拍摄的X射线透视像等作为监视用图像。此外,监视用图像并不局限于X射线透视像,只要是将旋转式探头201的一部分(特征部)以及被检体100一起进行描画而得的图像即可,例如可以是内视镜图像等。

[0045] 特征检测部211识别在由监视用图像取得部210取得的监视用图像上表示旋转式探头201的周期性运动的特征部A,并检测其出现的定时。在下面的说明中,作为监视用图像使用由多帧X射线图像组成的X射线透视像。

[0046] 特征检测部211所检测的特征部A为表示旋转式探头201的结构性特征的部位、或者在X射线透视像中显现的特征性部位,且是预先设定好的部位。特征检测部211通过图案匹配等方法对X射线透视像的各帧的X射线图像实施特征检测处理,由此识别预先设定好的特征部A。由于旋转式探头201在体内以预定旋转周期旋转,因此在连续性拍摄的X射线透视像中旋转式探头201的特征部A被检测为具有周期性的运动。特征检测部211取得特征部A在特定位置被检测出的定时(出现定时、出现时刻),并输入至姿态信息(定向)运算部212。

[0047] 姿态信息(定向)运算部212基于从特征检测部211输入的特征部A的出现定时,计算旋转式探头201的姿态信息即定向信息。下面,将旋转式探头201的姿态信息称为定向或者定向信息。

[0048] 姿态信息运算部212(下面称为定向运算部212)基于以下内容来计算旋转式探头201的定向信息,该内容包括:从超声波诊断装置20的电动机控制部208输入的旋转式探头201的前端部的转速信息、从拍摄了监视用图像即X射线透视像的X射线图像诊断装置10的控制部118输入的拍摄姿态所相关的信息(X射线图像诊断装置10中的X射线源101的倾角(倾斜度)与被检体100之间的位置关系的信息)、以及上述特征部A的出现定时。

[0049] 如上所述,定向信息是与插入到被检体100体内的旋转式探头201的姿态(旋转方向、朝向)相关的信息。换句话说,就是超声波图像的描画方向的信息。定向信息例如以在超声波图像中预定的基准方向表示为哪个方向的方式来进行求取。基准方向例如设为铅直正上方(下面称为“正上方”)。图2是表示监视用图像即X射线透视像的拍摄姿态与旋转式探头201在被检体100体内的姿态之间的关系关系的图。对定向信息的计算将予以后述。

[0050] 定向运算部212将计算出的旋转式探头201的定向信息输出至超声波诊断装置20。超声波诊断装置20将旋转式探头201的定向信息连同时间信息一起存储至图像存储部223。由于图像存储部223中存储有多帧的超声波图像(断层图像)以及时间信息,因此通过时间信息来对超声波图像的各帧与旋转式探头201的定向信息关联起来。

[0051] 超声波诊断装置20的3D图像(三维图像)构筑部225基于存储于图像存储部223中的多帧的超声波图像(断层图像)、和各帧中的旋转式探头201的位置信息及定向信息,生成

对被检体100的内部进行描画而得的三维图像。所生成的三维图像与时间信息一起被存储于图像存储部223中。旋转式探头201的位置信息可通过未图示的位置检测器(磁传感器等)来检测。

[0052] 姿态计算装置21的CT数据存储部221存储有预先由X射线CT装置等拍摄的CT数据。CT数据是指,通过计算机等将从被检体100的周围的各方向得到的投影数据进行再构成,由此描画出被检体100内的断层像群(组)的数据。CT数据显示控制部222使用操作部220从CT数据存储部221中读取被用户指定的CT数据,并显示于显示部224上。另外,CT数据显示控制部222进行用于重叠显示CT图像(断层像)和超声波图像的处理。

[0053] 显示部224对图像存储部223中存储的超声波图像或三维图像等图像、从CT数据显示控制部222输出的CT图像或重叠图像等进行显示。

[0054] 超声波诊断装置20及姿态计算装置21经由通信线缆等与X射线图像诊断装置10连接。X射线图像诊断装置10是拍摄被检体100的X射线透视像的装置。X射线透视像被用于用于监控旋转式探头201的位置及姿态的监视用图像。

[0055] X射线图像诊断装置10具有:X射线源102、X射线光圈104、X射线检测器110、图像处理部112、图像存储部114、显示部116、控制部118、操作部120、高电压产生部108等。被检体100平躺在床106上。

[0056] X射线源102具有从高电压产生部108接受电力供给而产生预定线量的X射线的X射线管。高电压产生部108基于来自控制部118的控制信号对X射线源102供给电力。

[0057] X射线光圈104具有多个X射线屏蔽板,按照由控制部118通知的开度信息,使X射线屏蔽板开闭至预定位置形成希望的形状的X射线照射区域。

[0058] X射线检测器110为将例如由闪烁器和光电二极管的组合而构成的X射线检测元件进行二维排列而得的平板探测器(FPD)或I.I.(图像增强器,image intensifier)等,被设置在经过被检者100而与X射线源102相对(相向)的位置。例如,在床106的顶板的下表面设置有X射线检测器106。

[0059] X射线检测器106的各检测元件对从X射线源102照射并透过了被检者100的X射线即透过X射线进行检测,并转换为与该X射线强度对应的电信号。

[0060] 图像处理部112对从X射线检测器106输出的电信号进行处理,并生成图像。图像处理部112中的处理包含:伽马转换、灰度转换(階調変換)、图像的放大、缩小等处理。图像处理部112将图像处理而得的X射线图像输出至图像存储部114。

[0061] 图像存储部114存储从图像处理部112输出的X射线图像。

[0062] 显示部116对从图像处理部112输出的X射线图像、或者图像存储部114中存储的X射线图像或由控制部118输入的显示数据等进行显示。

[0063] 控制部118基于从操作部120输入的指令对X射线源102中的X射线照射、图像处理部112中的图像处理、图像存储部114中的图像的存储、显示部116中的显示、X射线光圈104等的动作进行控制。另外,控制部118将X射线图像诊断装置10的拍摄姿态所相关的信息发送至姿态计算装置21的定向运算部212。与拍摄姿态相关的信息是指,X射线源102相对于基准方向的倾角角度 θ 的信息。例如图2所示,将X射线源102位于相对于被检体100的正上方的位置设为拍摄姿态的基准方向($\theta=0^\circ$)。

[0064] 接着,参照图3,对旋转式探头201的定向计算处理的流程进行说明。在下面的说明

中,使用将旋转式探头201设置在前端部的内视镜来进行支气管等的生物体检查,并以此为例来进行说明。

[0065] 操作者将旋转式探头201插入至体内(例如、支气管等)。超声波诊断装置20以预定周期使旋转式探头201前端的振子旋转,由此一边使扫描线旋转一边对被检体100发送超声波信号。旋转式探头201接收来自被检体100的反射超声波信号(步骤S101)。将所接收到的反射超声波信号输入至整相加法部205。

[0066] 此时超声波诊断装置20的电动机控制部208取得旋转式探头201的前端部的转速信息(旋转信息或者旋转周期),并输出至姿态计算装置21的定向运算部212(步骤S102)。断层图像构成部206基于由接收部204接收并被整相加而得的被检体100的时序的反射超声波信号,来构成旋转式探头201周边360°的超声波图像(断层图像)(步骤S103)。

[0067] 另一方面,X射线图像诊断装置10在开始拍摄超声波图像(上述断层图像)的同时,开始拍摄被检体100的包含旋转式探头201的至少一部分的区域(步骤S104)。此时X射线图像诊断装置10的控制部118取得X射线源102相对于预定的基准方向的倾角角度即拍摄姿态 θ 的信息。将基准方向如上所述的那样设为例如正上方。X射线图像诊断装置10将时序的X射线透视像作为监视用图像输出至姿态计算装置21,并且将拍摄姿态信息 θ 输出至姿态计算装置21(步骤S105)。

[0068] 在姿态计算装置21中从X射线图像诊断装置10取得透视像及拍摄姿态信息 θ (步骤S106)。特征检测部211针对步骤S106中取得的X射线透视像的各帧,执行检测旋转式探头201的特征部A的处理(步骤S107)。设为检测对象的特征部A是表示开始检查前预先设定好的特征的部位。由于旋转式探头201以预定的帧速率旋转,因此通过对X射线透视像的各帧实施特征检测处理,从而在X射线透视像内的预定部位周期性地检测特征部A。

[0069] 姿态计算装置21(定向运算部212)基于由步骤S107检测出的特征部A的检测结果(特征部A的出现定时),来计算旋转式探头201的定向信息(步骤S108)。

[0070] 参照图4,对步骤S108的定向计算处理进行说明。

[0071] 定向运算部212根据步骤S107中检测出的特征部A的检测结果,来求取检测出特征部A的周期即出现定时(步骤S201)。

[0072] 另外,确定在与特征部A的出现定时相同的定时发送接收的扫描线 SL_i (旋转式探头201的旋转角度)(步骤S202)。

[0073] 在步骤S202中定向运算部212基于步骤S102中取得的旋转式探头的转速信息(旋转信息或旋转周期)、以及步骤S106中取得的X射线透视像的拍摄姿态信息 θ ,能够确定在与步骤S201中检测出的特征部A的出现定时相同的定时发送接收的扫描线 SL_i (旋转式探头201的旋转角度)。

[0074] 旋转式探头201一边改变扫描线的方向(旋转角度)一边呈放射状进行超声波信号的发送接收,旋转式探头201的扫描开始位置每次扫描都不同,但是电动机控制部208基于旋转速度和从扫描开始的转速,可以求取旋转式探头201的扫描线(旋转角)与时相(时态)的关系。

[0075] 另外,由于X射线透视像是以预定的帧速率得到的,因此通过确定在特定位置检测出特征部A的帧,从而能够检测特征部A的出现定时(时相)。由此,能够确定在与特征部A的出现定时相同的定时(时相)的扫描线 SL_i 。

[0076] 定向运算部212根据已特定的扫描线 SL_i 的角度 θ_i 、以及步骤S106中取得的拍摄姿态 θ 的信息,来确定基准方向即正上方($\theta=0^\circ$)的扫描线 SL_0 (步骤S203)。

[0077] 图5是表示旋转式探头201的各扫描线 SL_1 、 SL_2 、 SL_3 、 \dots 、 SL_i 、 \dots 、拍摄姿态 θ 、以及基准(正上方)扫描线 SL_0 之间的关系的图。如上所述,扫描线 SL_i 是在与X射线透视像上出现特征部A的定时相同的定时所得到的扫描线。通过以拍摄姿态 θ 来修正在扫描线 SL_i 时的探针201的旋转角度 θ_i ,由此得到基准(正上方)扫描线 SL_0 的角度。

[0078] 即, $(\theta_i - \theta)$ 的扫描线为基准(正上方)扫描线 SL_0 。该基准(正上方)扫描线 SL_0 与扫描线 SL_i 的偏移量成为表示旋转式探头201的定向(姿态)的信息。此外,基准方向并不局限于正上方,也可以是其他角度。

[0079] 定向运算部212将步骤S202中计算出的正上方扫描线 SL_0 的方向作为该帧中的定向信息,输出至超声波诊断装置20。超声波诊断装置20将定向信息连同时间信息一起附加到存储于超声波诊断装置20的图像存储部223中的超声波图像上(图3的步骤S109)。

[0080] 接着,超声波诊断装置20将图像存储部223中存储的超声波图像显示于显示部224(步骤S110)。参照图6对显示处理进行说明。

[0081] 例如,在图6所示的显示处理(1)中,基于超声波图像上附加的定向信息,在超声波图像30上对表示基准方向(例如,正上方)的标识5进行显示(步骤S301)。图7是表示标识5的显示例的图。

[0082] 在检查中,在超声波诊断装置20中,随着旋转式探头201的移动,与正上方(基准方向)相对应的扫描线发生变化。在检查中,通过重复进行图3中的步骤S101~步骤S109的处理,从而定向运算部212求取超声波图像的各帧的定向信息,将定向信息附加在超声波图像上并进行存储。超声波诊断装置20例如每次在步骤S107中检测特征部A出现的定时时,计算基准扫描线 SL_0 (与基准方向(正上方)相对应的扫描线),实时更新标识5的位置(步骤S302)。

[0083] 此外,在步骤S302中,若以较小的时间间隔实时更新标识5的位置的显示,则有时显示不稳定而妨碍观察。此时,例如也可以求取多帧的量的定向信息的平均值,针对多帧的每一帧来更新表示基准扫描线 SL_0 的位置的标识5的位置。

[0084] 这样,通过基于定向信息来将表示基准方向(例如,正上方)的标识5显示在超声波图像30上,从而易于了解被检体100体内的旋转式探头201的姿态。由此,用户易于掌握超声波图像上的患部位置,从而易于对生物体内进行观察。

[0085] 此外,也可以在图3的步骤S110的显示处理中,以与基准方向的实际方向一致的方式,使超声波图像旋转来进行显示。

[0086] 此时,如图8的显示处理(2)所示,例如在将正上方设为基准方向的情况下,超声波诊断装置20以使正上方向上变化的方式,使超声波图像30旋转来进行显示(步骤S401)。图9是表示以正上方扫描线 SL_0 表示上方向的方式旋转超声波图像30来显示的状态的图。由于超声波图像30与用户的视点一致,因此易于掌握患部的位置等。

[0087] 在检查中,在超声波诊断装置20中,随着旋转式探头201的移动,正上方的扫描线(基准扫描线) SL_0 的位置发生变化。在检查中,通过重复进行图3的步骤S101~步骤S109的处理,由此定向运算部212求取超声波图像的各帧的定向信息,将定向信息附加在超声波图像上并进行存储。

[0088] 姿态计算装置21例如每次在步骤S107中检测特征部A出现的定时时,计算基准扫描线SL₀(正上方)的位置,并通知给超声波诊断装置20。超声波诊断装置20以表示正上方的方向始终向上的方式使超声波图像30旋转,来实时更新显示(步骤S402)。

[0089] 此外,即使在步骤S402中与步骤S302同样地,以较小的时间间隔实时旋转超声波图像30并更新显示,则仍会存在显示不稳定并妨碍观察的情况。此时,例如也可以求取多帧的量的定向信息的平均值,针对多帧的每一帧求取基准扫描线SL₀的位置,并更新显示。

[0090] 如以上说明的那样,根据本发明的第1实施方式,姿态计算装置21求取旋转式探头201的姿态(定向信息),超声波诊断装置20基于所求出的定向信息将基准方向显示在超声波图像30上,或者符合基准方向地旋转超声波图像30并进行显示。因此,用户能够掌握所显示的超声波图像30描画的是哪个方向。

[0091] [第2实施方式]

[0092] 接着,参照图10及图11对本发明的第2实施方式进行说明。在第2实施方式中,超声波诊断装置20将超声波图像在预先拍摄好的被检体100的CT图像上进行对位并重叠显示。因此,第2实施方式的超声波诊断装置20与第1实施方式同样地,计算旋转式探头201的定向信息,并与超声波图像30的各帧关联起来,存储在图像存储部223中。

[0093] 另外,将包含插入有旋转式探头201的部位的CT数据(由通过X射线CT装置等拍摄的多个断层像构成的三维图像数据)预先存储在CT数据存储部221中。CT数据显示控制部222将拍摄中的超声波图像与CT图像(断层像)进行对位,并实时进行用于重叠显示的处理。

[0094] 为了使超声波图像与CT图像对位,第2实施方式的超声波诊断装置20除了具备第1实施方式的超声波诊断装置20的结构,还具备对插入体内的旋转式探头201的位置进行检测的位置检测器(未图示)。位置检测器例如为磁传感器等,检测旋转式探头201的三维位置信息,并将检测出的位置信息连同时间信息(时相)一起输出至CT数据显示控制部222。

[0095] 参照图10、图11,对第2实施方式的超声波诊断装置20中的显示处理(3)进行说明。

[0096] 若在被检体100的支气管35b内插入旋转式探头201并开始检查,则在超声波诊断装置20中,旋转式探头201从探针位置30b呈放射状发送接收超声波信号,取得被检体100内的超声波图像30。姿态计算装置21计算旋转式探头201的定向信息。超声波图像30的取得及定向信息的计算都通过与第1实施方式同样的方法(图3的步骤S101~步骤S109)来进行。始终通过位置检测器取得被检体100体内的旋转式探头201的位置信息。

[0097] 姿态计算装置21的CT数据显示控制部222从CT数据存储部221读入预先拍摄好的CT图像数据(CT数据)(步骤S501)。CT数据显示控制部222取得从位置检测器输入的旋转式探头201的三维位置信息,在步骤S501中取得的CT数据之中,取得包含与旋转式探头201位置相同的位置或者最近的位置的截面的CT数据,并在显示部224上显示(步骤S502)。

[0098] CT数据显示控制部222以使所要显示的CT图像与超声波图像的尺寸相符合的方式,来决定各图像的放大率(步骤S503)。

[0099] 超声波诊断装置20基于旋转式探头201的定向信息,求取超声波图像30的旋转角度,以符合步骤S502中显示的CT图像35的朝向。并且,基于求出的放大率及旋转角度,将超声波图像30在CT图像35上进行对位,并重叠显示(步骤S504)。

[0100] 图11的重叠图像40表示在某个截面的CT图像35上重叠显示相同截面的超声波图像30而得的状态。通过步骤S501~步骤S504的处理,将超声波图像30的方向或显示尺寸与

CT图像匹配,因此在CT图像35上描画出的肿瘤35a、支气管35b的位置上,重叠显示有超声波图像30上描画出的肿瘤30a、探针位置30b。

[0101] 在检查中,旋转式探头201的位置移动,姿态(定向)也发生变化。CT数据显示控制部222实时依次取得所生成的超声波图像数据,并且实时取得旋转式探头201的位置信息或定向信息。CT数据显示控制部222实时更新与旋转式探头201的位置联动地显示的CT截面,并且基于旋转式探头201的定向信息使重叠的超声波图像30旋转,进行放大/缩小等处理,并实时更新显示(步骤S505)。

[0102] 如以上说明的那样,在第2实施方式中,超声波诊断装置20在预先拍摄好的CT图像上重叠显示拍摄中的超声波图像。另外,对重叠的超声波图像实时更新。由此,例如在CT图像上从预先计划好的位置收集细胞的疗法等中,易于在超声波图像上有效确认作为对象的部位的方向。另外,除了上述处理之外,如果还追加将收集细胞的位置存储(标记)在CT图像中的处理,则能够防止对预先计划好的细胞的收集遗漏。

[0103] [第3实施方式]

[0104] 接下来,参照图12~图14对本发明的第3实施方式进行说明。

[0105] 在IVUS检查(血管内超声波检查)中,在血管内插入旋转式探头201,一边向对象部位行进一边扫描被检体100内。

[0106] 第3实施方式的超声波诊断装置20与第1实施方式同样地,通过血管内的扫描来构成多帧的断层图像,并且针对各帧的断层图像通过姿态计算装置21分别计算定向信息。另外,通过磁传感器等位置检测器,按时序检测位于被检体100体内的旋转式探头201的三维位置信息。将多帧的断层图像、旋转式探头201的定向信息、以及位置信息,输入至3D图像构筑部225。

[0107] 3D图像构筑部225基于由旋转式探头201取得的多帧的断层图像(超声波图像)、各帧中的旋转式探头201的定向信息及位置信息,来构筑三维图像数据,并基于该三维图像数据生成MPR像(多平面重建,multi planar reconstruction),输出至图像存储部224。

[0108] 参照图12及图13,对第3实施方式的超声波诊断装置20中的MPR像显示处理进行说明。

[0109] 如图12的流程图所示,超声波诊断装置20的3D图像构筑部225针对每一帧取得旋转式探头201的位置信息、超声波图像、定向信息(步骤S601)。3D图像构筑部225将这些已取得的数据(旋转式探头201的位置信息、超声波图像、定向信息)实时记录在图像存储部223中。用户使旋转式探头201行进至对象部位(患部)(步骤S602)。图像存储部223中,如图13中的(a)所示,存储有多帧的超声波图像30_1、30_2、30_3、30_4、...30_n、并且存储有旋转式探头201的位置信息及定向信息。

[0110] 若到达对象部位(患部),则3D图像构筑部225基于通过步骤S601~步骤S602的处理而记录在图像存储部223中的数据,来构筑三维图像(步骤S603)。如图13中的(b)所示,这里构筑的三维图像为描画出已通过的血管而得的三维图像54、描画出通过血管芯线的截面而得的MPR图像51、52或血管芯线的正交截面图像(超声波图像53)等。3D图像构筑部225将步骤S603中构筑的三维图像54、MPR图像51、52、截面图像53等存储在图像存储部223中。超声波诊断装置20使图像存储部223中存储的三维图像54、MPR图像51、52、截面图像53等在显示部224上显示(步骤S604)。

[0111] 图13中的 (b) 是表示显示布局50的一例的图。例如图13中的 (b) 中示出的显示布局50这样,超声波诊断装置20将三维图像54、及各截面的MPR图像51、52、53等并排显示于显示部224上。此外,三维图像的种类并不局限于图13中的 (b) 所示的种类,包含根据通过在多个位置上的扫描所取得的超声波图像可生成的各种三维图像。另外,在图13中的 (b) 中示出的显示布局50中,分别将图像显示于4个框内,但是所显示的框或图像数量可以不足4个,也可以在5个以上。

[0112] 另外,也可以如图14所示,将在步骤S603中构筑的三维图像与由X射线图像诊断装置10拍摄好的X射线透视像61进行并排显示。

[0113] 在图14所示的显示布局60中,左栏中显示从X射线图像诊断装置10实时输入的X射线透视像61,右栏中显示通过由超声波诊断装置20拍摄的图像生成的三维图像62。

[0114] 另外,也可以在X射线透视像61的相对应的位置上重叠步骤S603中生成的三维图像64,显示为缩略图63。对于X射线透视像61与三维图像64的对位,可以使用通过磁传感器等位置检测器得到的旋转式探头201的位置信息。

[0115] 进而,也可以在缩略图63或X射线透视像61上,对表示当前的旋转式探头201的位置的标识65进行显示。也可以将插入了旋转式探头的位置上的超声波图像(实时取得的超声波图像)或者三维图像与缩略图63或X射线透视像61并排显示。

[0116] 如以上说明的那样,在第3实施方式中,超声波诊断装置20基于多帧的超声波图像、以及各帧的旋转式探头201的位置信息及定向信息,能够生成描画出被检体100体内的三维图像。另外,可以基于旋转式探头201的位置信息及定向信息来生成MPR图像,或者将生成的三维图像或MPR图像与透视像61对位并重叠显示。

[0117] [第4实施方式]

[0118] 接着,参照图15~图16对本发明的第4实施方式进行说明。

[0119] 旋转式探头201通过电动机控制部208以预定的旋转周期旋转。另外,以预定的帧速率(拍摄速率)来拍摄从X射线图像诊断装置10输入的监视用图像即X射线透视像。因此,根据旋转式探头201的旋转周期与X射线透视像的拍摄速率的关系来决定在监视用图像(X射线透视像)上显现特征部A的周期。例如,如图15所示,在X射线透视像上,在各时相 t_1 、 t_2 、 t_3 在不同的位置分别出现旋转式探头201的特征部A。如果该出现定时为周期性,则X射线透视像的拍摄速率为旋转式探头201的旋转周期的3倍。

[0120] 因此,第4实施方式中超声波诊断装置20具备调整部,其取得旋转式探头201的旋转周期和X射线透视像的拍摄速率,并基于X射线透视像上的特征部A的出现定时来调整旋转式探头的旋转周期及所述监视用图像的拍摄速率中的某一者或两者。由此,控制X射线透视像上的特征部A的出现定时。

[0121] 如图16的流程图所示,超声波诊断装置20根据旋转式探头201的旋转周期和X射线透视像的拍摄速率,来求取X射线透视像上呈现特征部A的周期(步骤S701)。旋转式探头201的旋转周期可从电动机控制部208取得,X射线透视像的拍摄速率可从X射线图像诊断装置10的控制部118取得。

[0122] 超声波诊断装置20使旋转式探头201的旋转周期与X射线透视像的拍摄速率同步变更(步骤S702)。超声波诊断装置20将变更后的旋转式探头201的旋转周期的设定值输入至电动机控制部208,或者将变更后的X射线透视像的拍摄速率的设定值输入至X射线图像

诊断装置10的控制部118。在将旋转式探头201的旋转周期与X射线透视像的拍摄速率设为同值的情况下,在X射线透视像的全部帧上都会在相同位置显示特征部A,从而使定向信息的计算变得容易。此外,旋转式探头201的旋转周期与X射线透视像的拍摄速率也不一定为同值,例如图15所示,也可以调整为在X射线透视像上的易于观察的1个或者多个位置周期性显现特征部A。

[0123] 另外,例如在X射线图像诊断装置10中设置有内部同步模式和外部同步模式,设为可以由用户选择其中某一种模式。在内部同步模式下,使用内部时钟,设为例如25 [帧/秒] 等的固定值。在外部同步模式下,设为可以使用从外部输入的同步信号来调整拍摄速率。在超声波诊断装置20侧在预定的定时生成同步信号,如果输入至X射线图像诊断装置10,则可以在超声波诊断装置20侧控制X射线图像诊断装置10的拍摄速率。

[0124] 具体来说,将旋转式探头的旋转周期设定为例如7.5 [旋转/秒] 等。进而,在旋转式探头201的旋转角变为预定角 (0° 、 120° 、 240°) 时由超声波诊断装置20对X射线图像诊断装置10的控制部118发送同步信号。于是,X射线图像诊断装置10的控制部118在接收到同步信号的定时进行X射线照射,并收集X射线图像。由此,可以始终在旋转式探头201的旋转角变为上述预定角 (0° 、 120° 、 240°) 时,收集X射线图像 (监视用图像)。因此,能够控制特征部A的出现定时。

[0125] 如以上说明的那样,第4实施方式的超声波诊断装置20调整旋转式探头201的旋转周期与X射线透视像的帧速率中的某一者或两者。由此,能够控制X射线透视像上的特征部A的出现定时。

[0126] 以上,一边参照添加附图,一边对本发明所涉及的超声波诊断装置等的优选实施方式进行了说明,但是本发明并不局限于所涉及例子。如果是本领域技术人员,则在本申请公开的技术思想的范畴内,能够清楚想到各种变更例或修正例,对此也了解其当然属于本发明的技术范围。

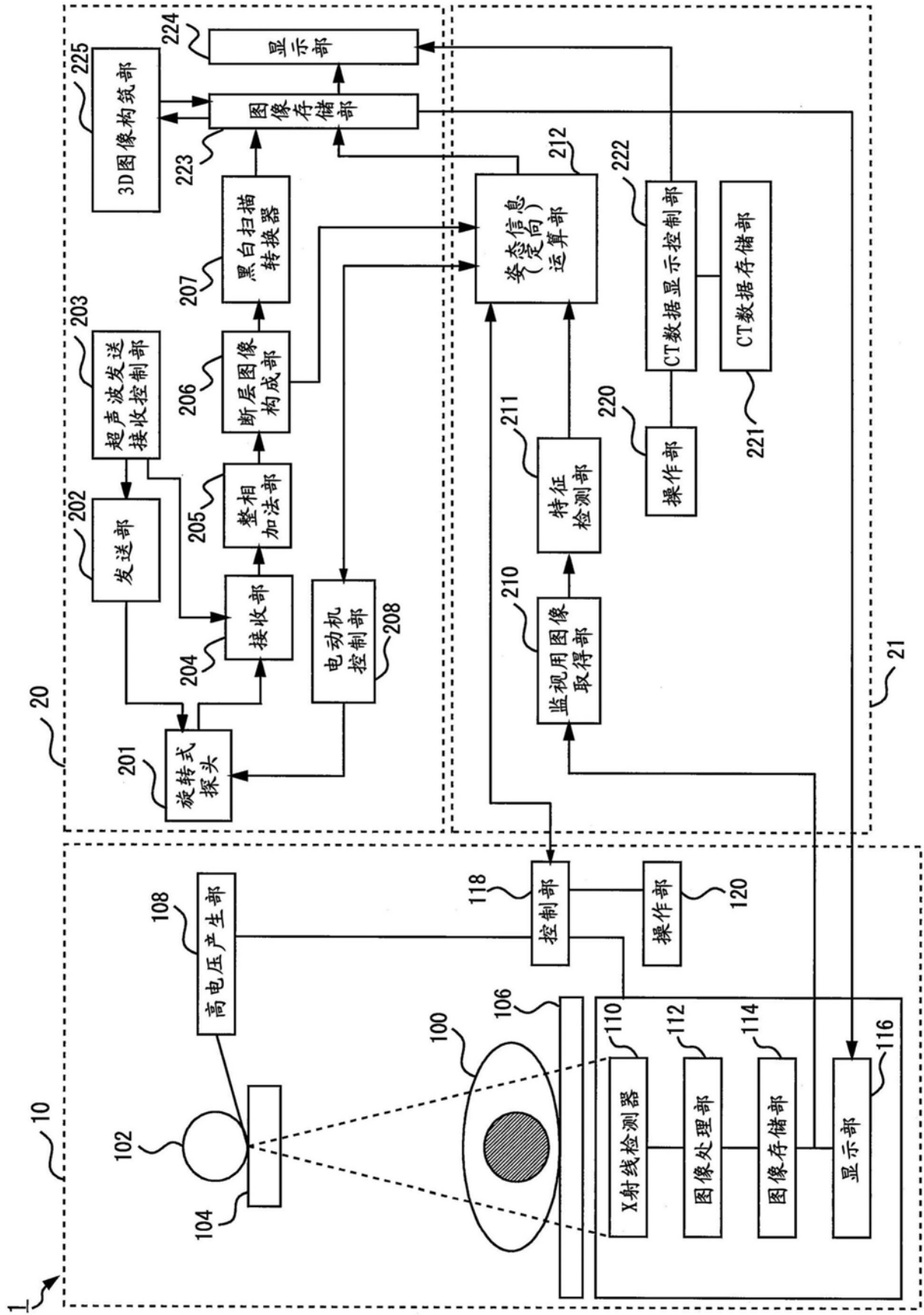
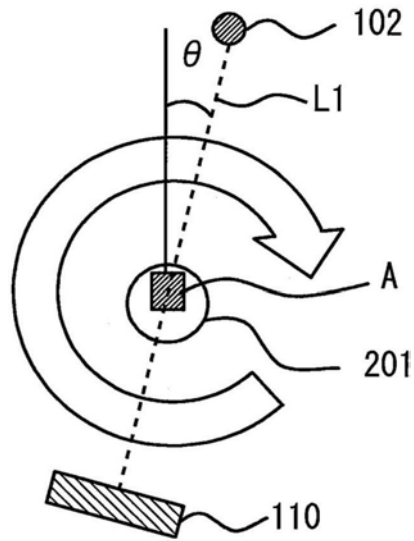


图1

上



下

图2

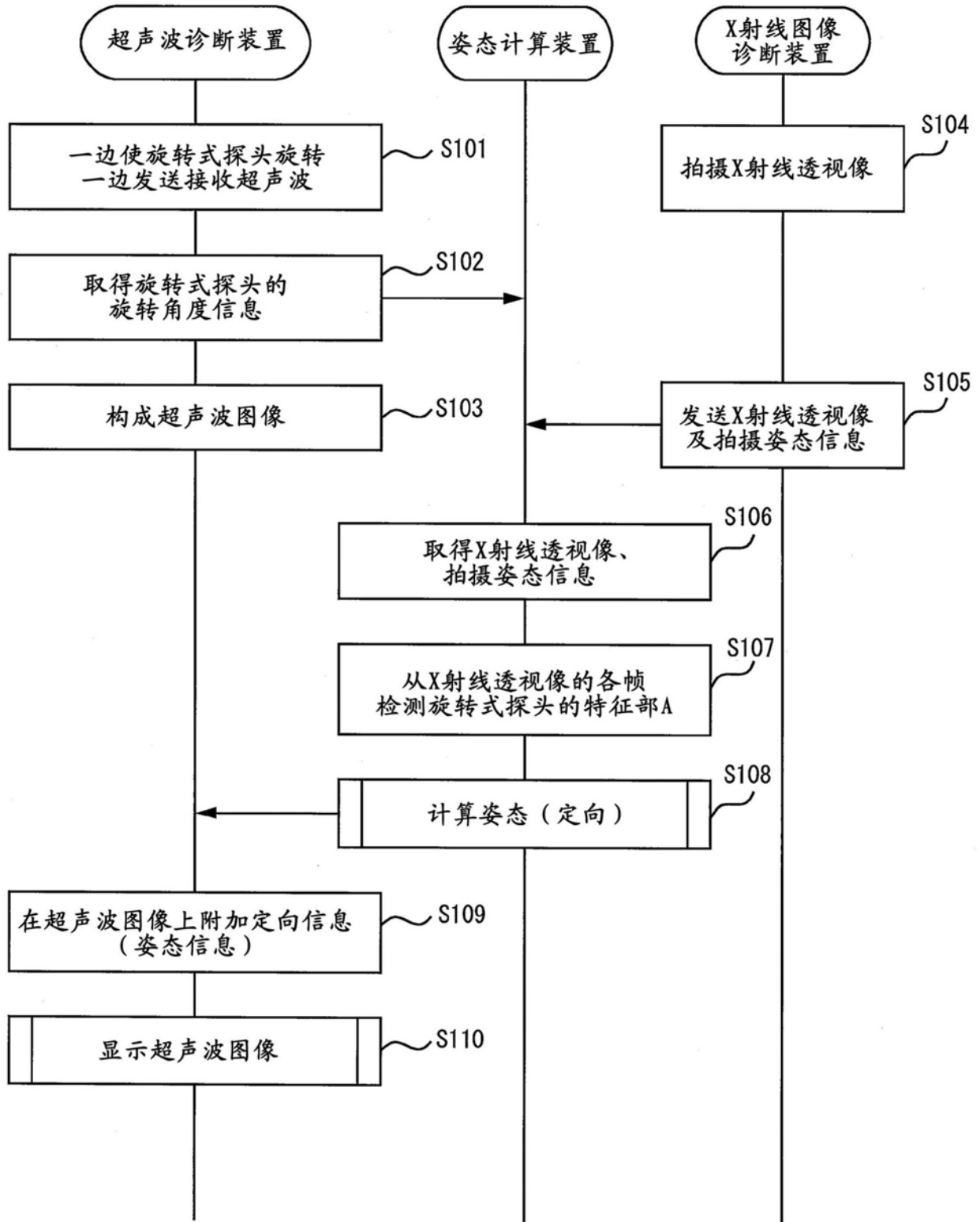


图3

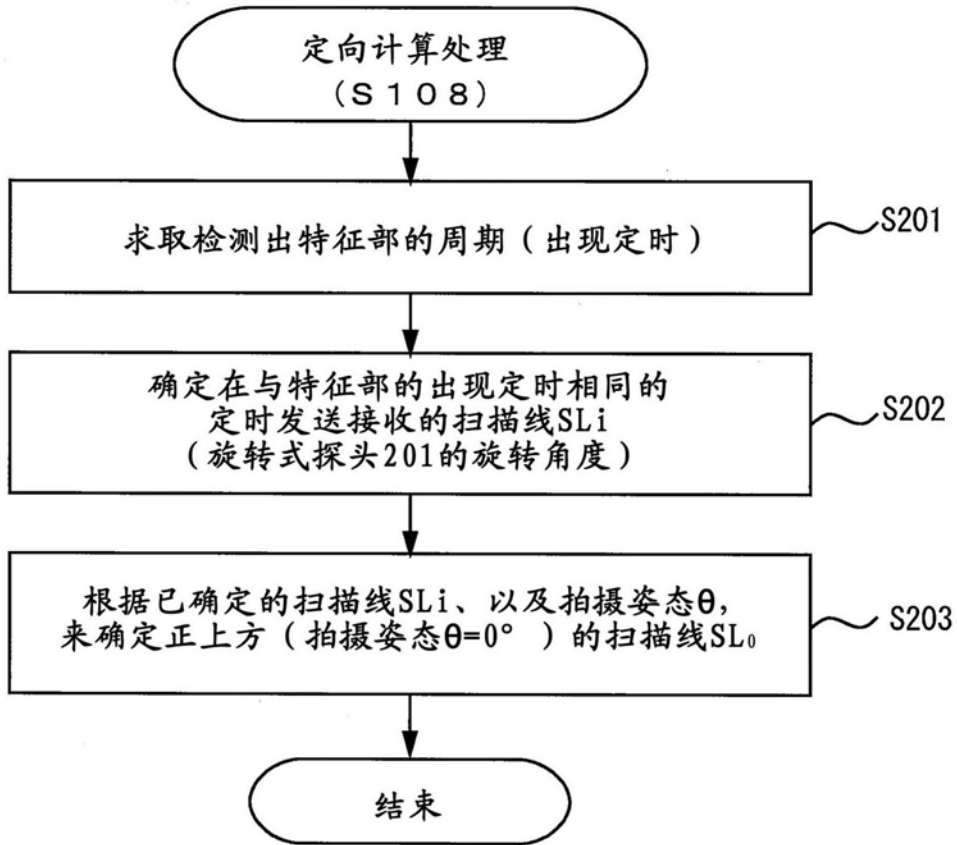


图4

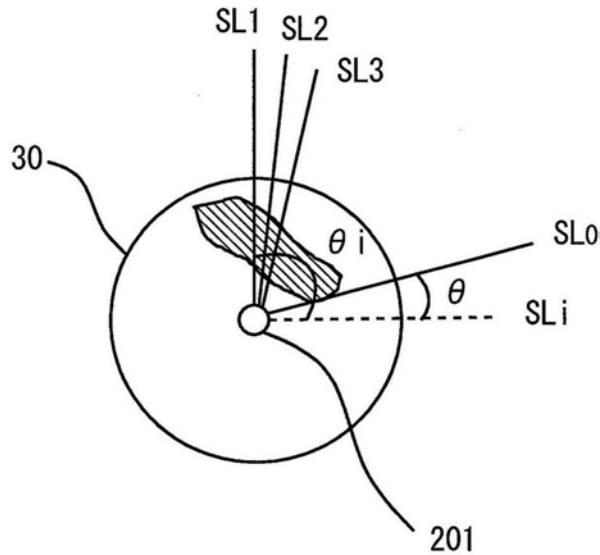


图5

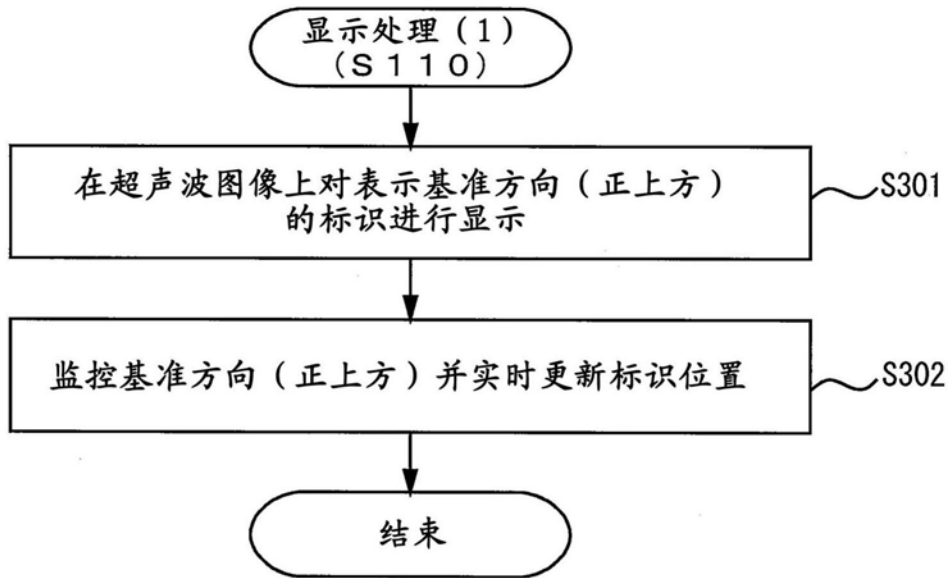


图6

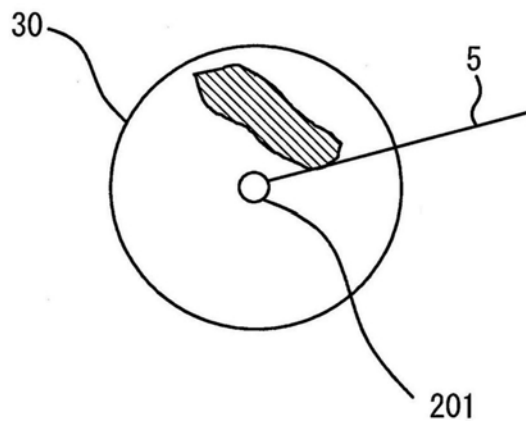


图7

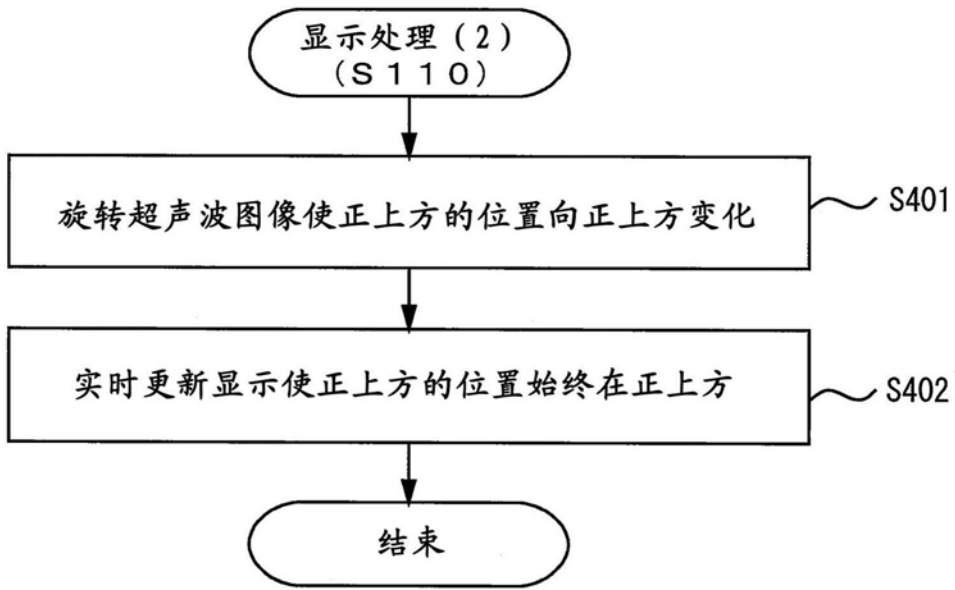


图8

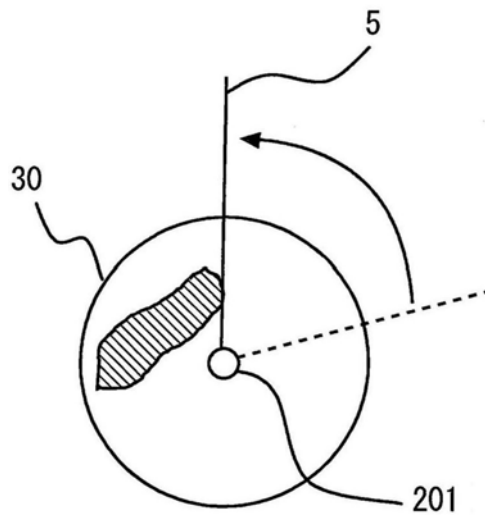


图9

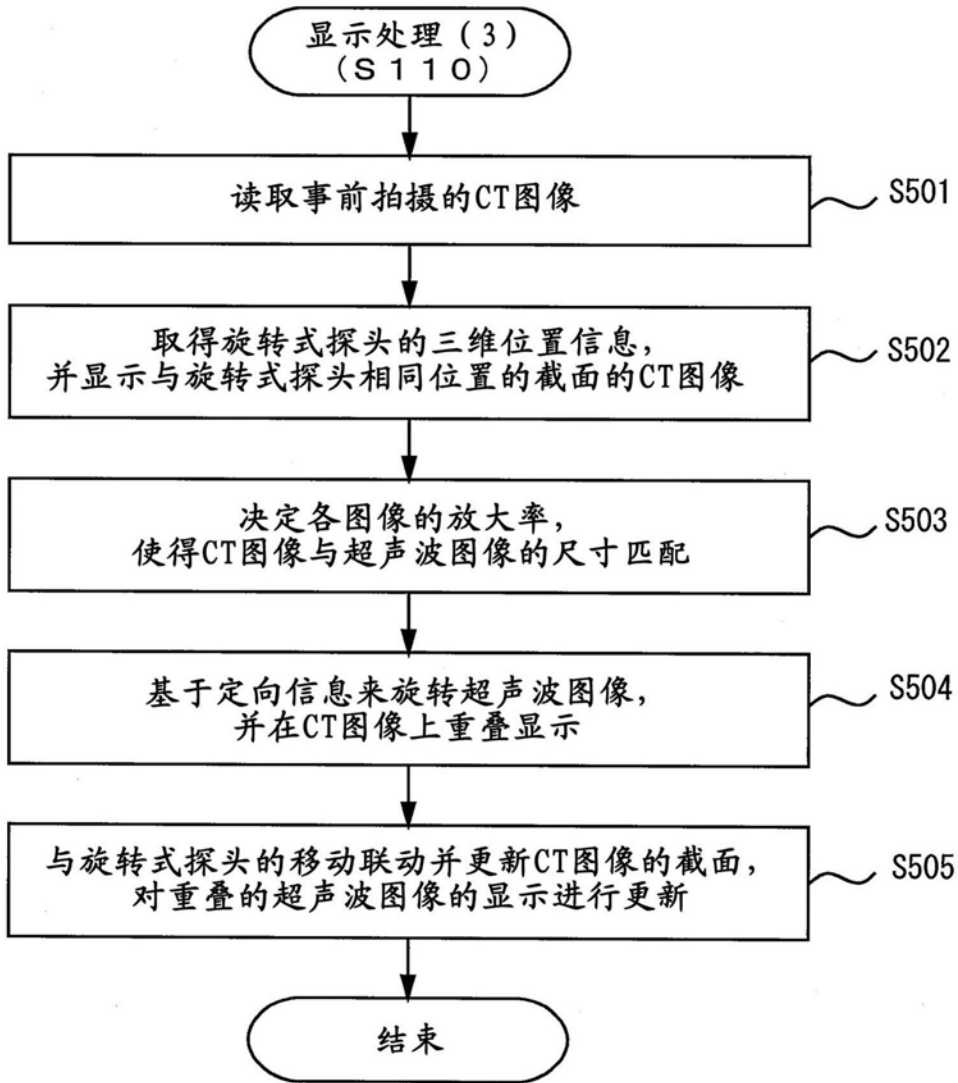


图10

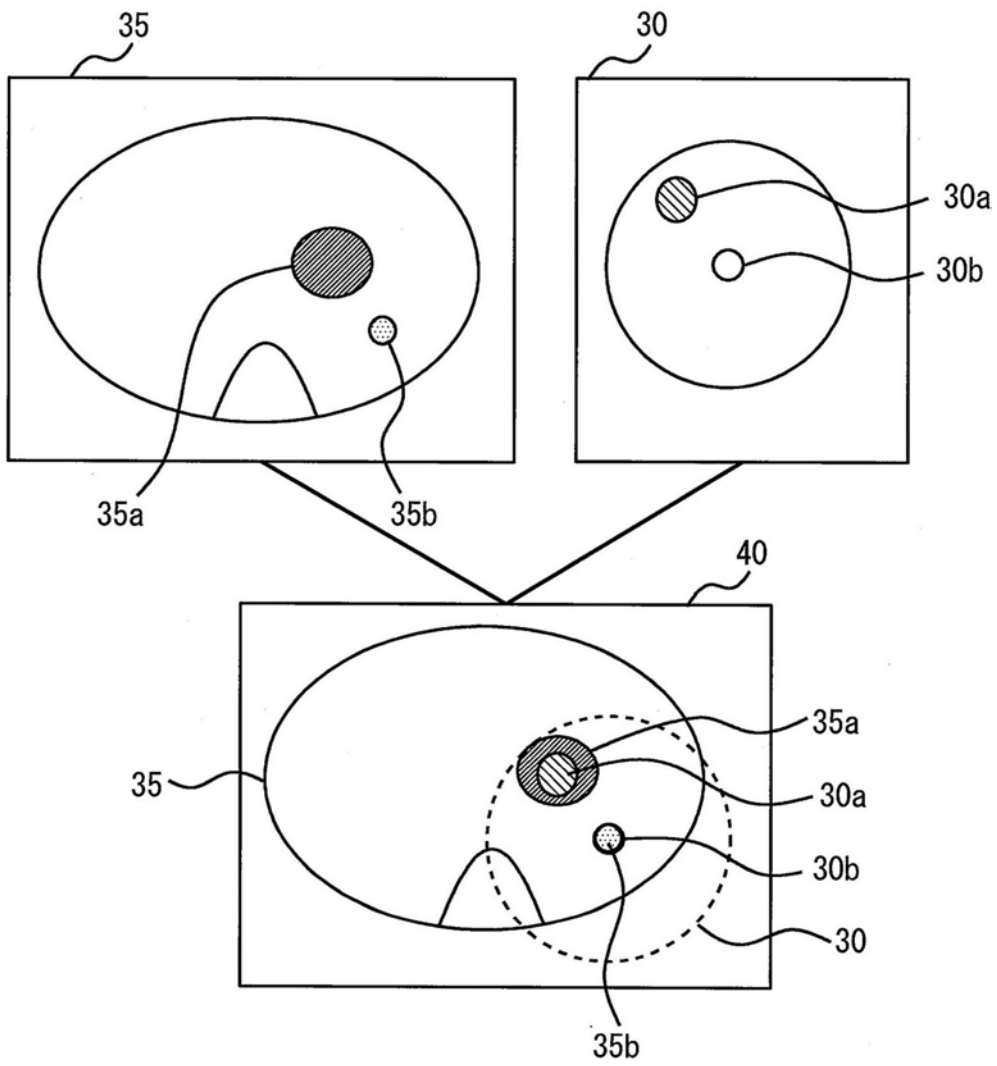


图11

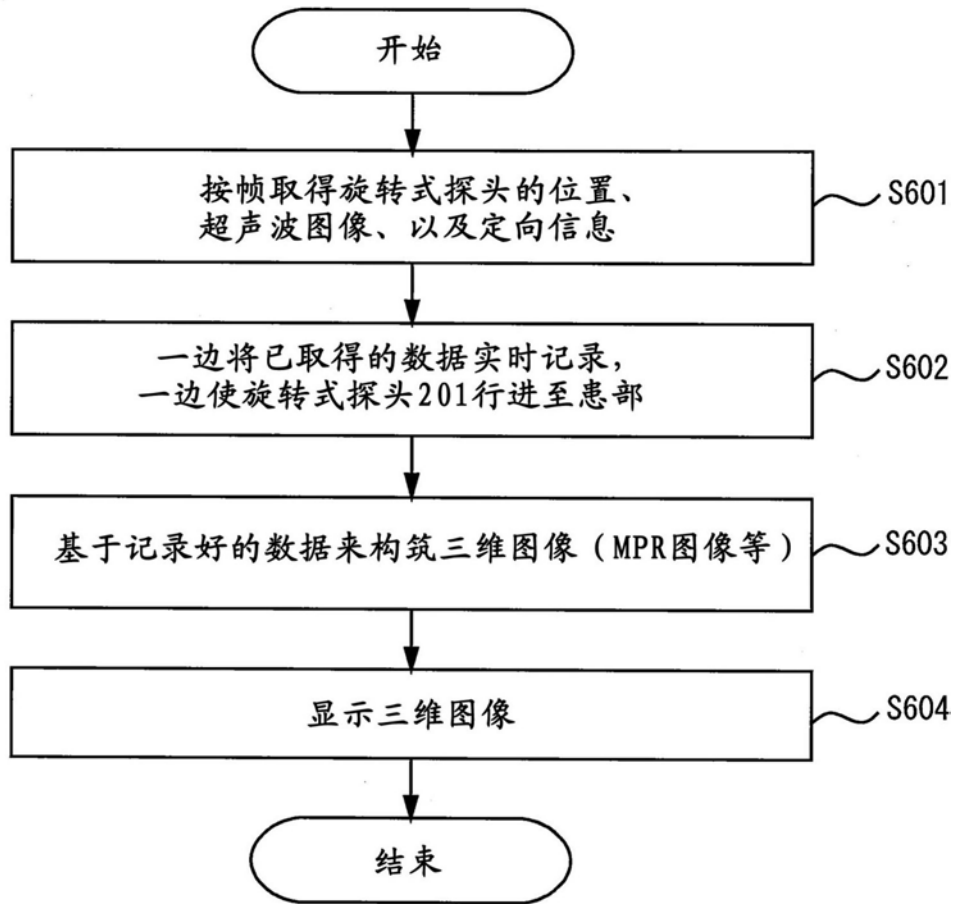
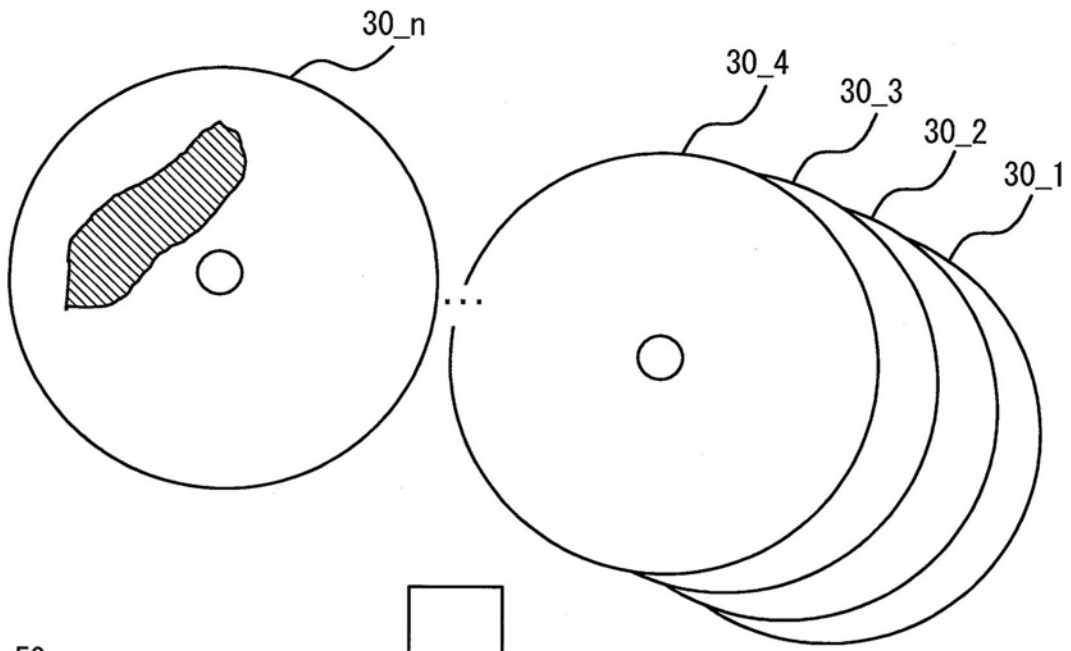


图12

(a)



(b)

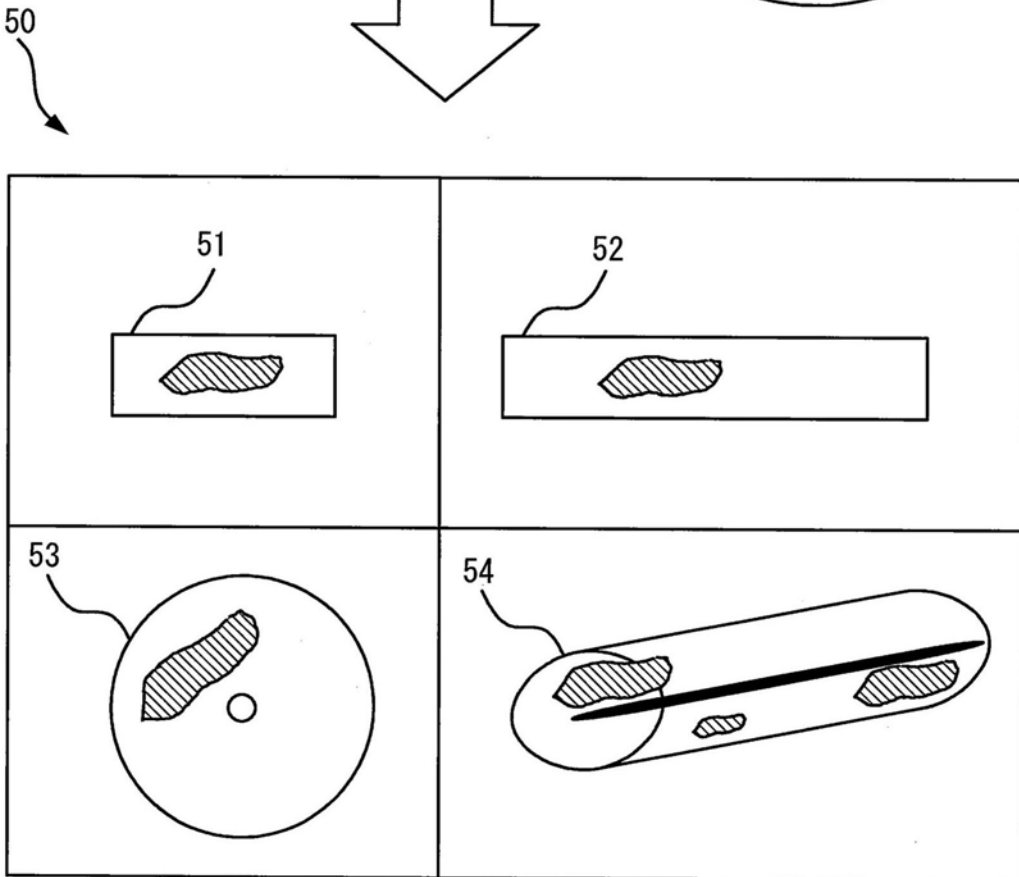


图13

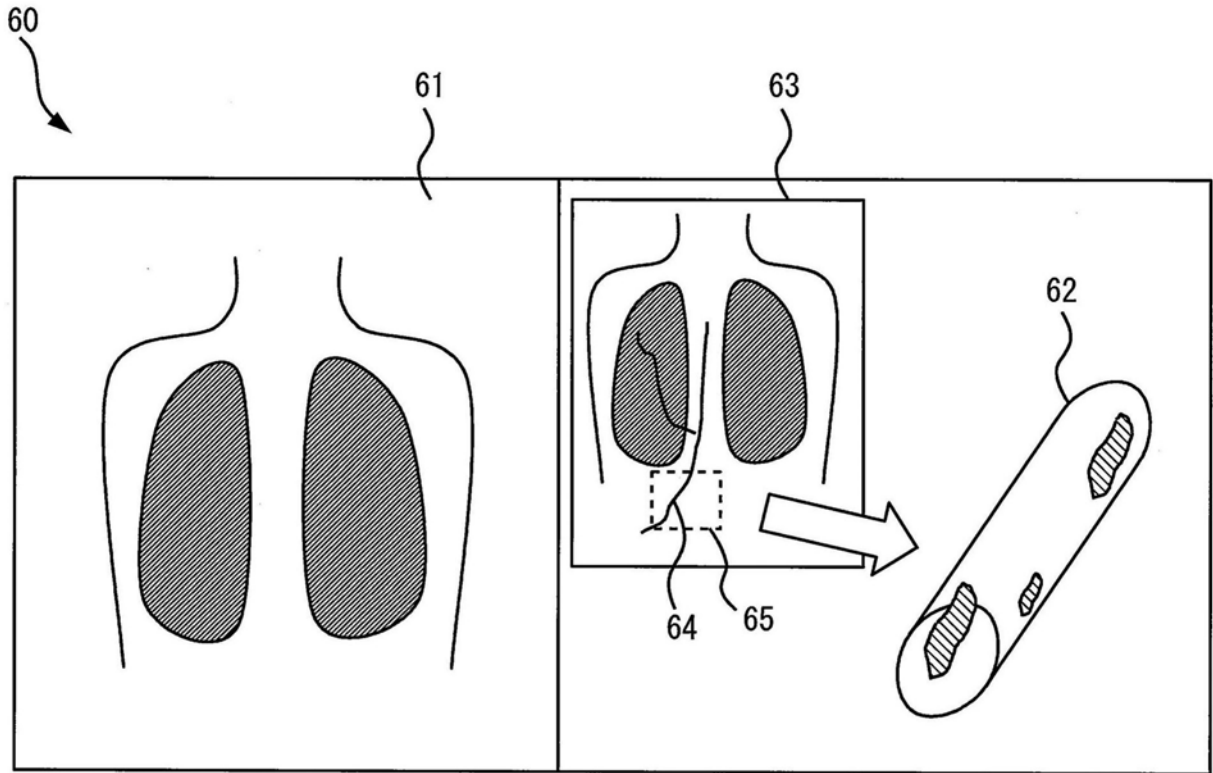


图14

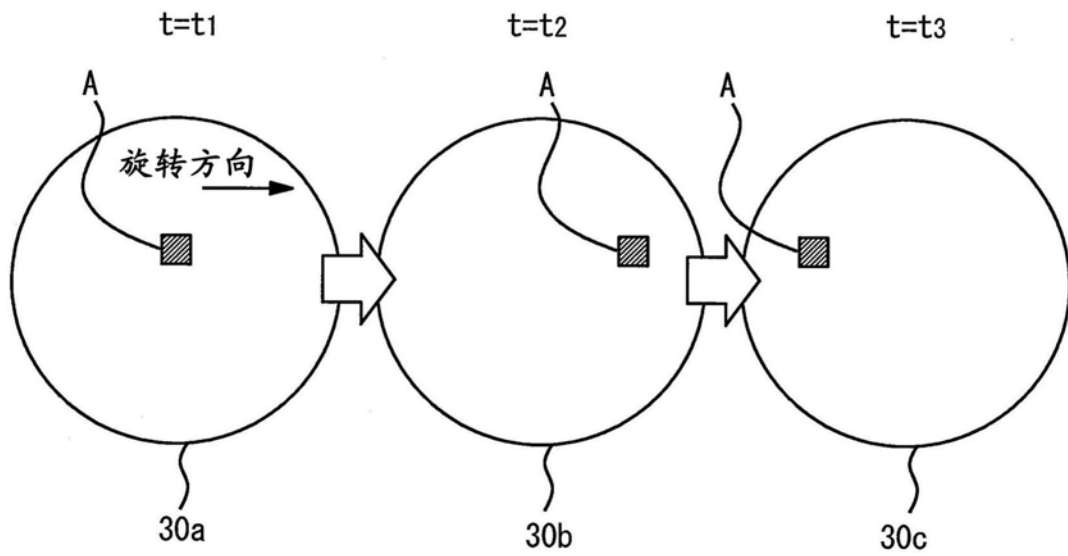


图15

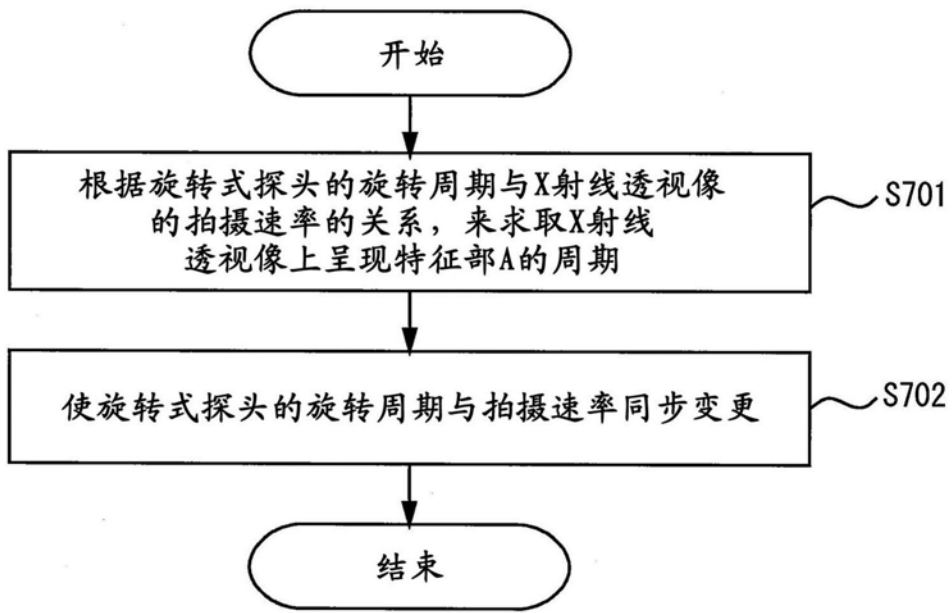


图16

