



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103356230 A

(43) 申请公布日 2013. 10. 23

(21) 申请号 201310095343. 6

(22) 申请日 2013. 03. 22

(30) 优先权数据

2012-082536 2012. 03. 30 JP

(71) 申请人 索尼公司

地址 日本东京

(72) 发明人 坂口龙己

(74) 专利代理机构 北京康信知识产权代理有限
责任公司 11240

代理人 余刚 吴孟秋

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

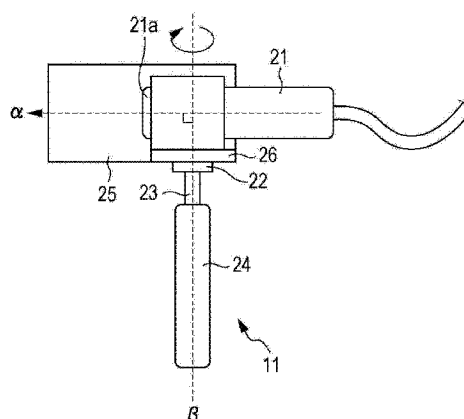
权利要求书2页 说明书29页 附图31页

(54) 发明名称

超声波处理装置和探测器支承装置

(57) 摘要

本发明公开了超声波处理装置和探测器支承装置。所述超声波处理装置包括：探测器；支承单元，以与探测器的波束方向垂直的角度设置；旋转机构，设置于探测器和支承单元之间；以及引导件，通过旋转机构支承探测器的旋转操作。



1. 一种超声波处理装置,包括:
探测器;
支承单元,以与所述探测器的波束方向垂直的角度设置;
旋转机构,设置于所述探测器和所述支承单元之间;以及
引导件,支持通过所述旋转机构进行的所述探测器的旋转操作。
2. 根据权利要求1所述的超声波处理装置,其中,所述引导件以与所述探测器的传感器表面垂直的角度设置于所述探测器上。
3. 根据权利要求2所述的超声波处理装置,其中,所述引导件设置在所述探测器上以将所述探测器的传感器表面的中心与所述引导件之间的距离调整为诊断目标物体的半径。
4. 根据权利要求2所述的超声波处理装置,其中,所述探测器围绕作为轴的所述旋转机构旋转,以在与所述探测器的传感器表面相反的方向上旋转所述引导件。
5. 根据权利要求1所述的超声波处理装置,其中,所述引导件设置在与所述探测器的传感器表面相同的平面上。
6. 根据权利要求5所述的超声波处理装置,其中,所述引导件以与所述探测器的波束方向垂直的角度设置。
7. 根据权利要求6所述的超声波处理装置,其中,所述引导件设置在所述探测器的旋转方向侧上。
8. 根据权利要求7所述的超声波处理装置,其中,所述引导件设置在所述探测器的旋转方向的相反方向侧上。
9. 根据权利要求8所述的超声波处理装置,其中,在所述探测器的旋转方向上的所述引导件的长度比在所述相反方向侧上的所述引导件的长度更长。
10. 根据权利要求8所述的超声波处理装置,其中,在所述探测器的旋转方向上的所述引导件的长度与在所述相反方向侧上的所述引导件的长度相同。
11. 根据权利要求1所述的超声波处理装置,其中,所述支承单元设置于所述探测器上以与所述探测器的波束方向成90度。
12. 根据权利要求11所述的超声波处理装置,其中,所述支承单元包括具有旋转机构的辅助操作单元。
13. 根据权利要求12所述的超声波处理装置,其中,所述辅助操作单元的旋转机构被禁止绕所述旋转机构的旋转轴旋转。
14. 根据权利要求12所述的超声波处理装置,其中,所述辅助操作单元可拆卸地设置。
15. 根据权利要求1所述的超声波处理装置,其中,所述探测器包括检测所述探测器的角度的角度传感器。
16. 根据权利要求15所述的超声波处理装置,其中,所述探测器包括测量在体表上传感器表面的移动量的移动量传感器。
17. 根据权利要求1所述的超声波处理装置,还包括:
信息获取单元,获取表示所述探测器的位置的信息,通过所述探测器执行超声波生成和反射波接收;以及
截面图像生成单元,基于执行超声波生成和反射波接收时的所述探测器的角度,通过对基于由所述探测器在待摄影对象周围多个位置处接收的反射波的多个超声波图像进行

排列和合成,生成表示所述待摄影对象的截面中至少一部分的断层图像。

18. 根据权利要求 17 所述的超声波处理装置,还包括:

探测器状态检测单元,基于由所述信息获取单元获取的信息,检测所述探测器的状态,其中,所述信息获取单元从多个类型的传感器获取表示所述探测器的位置的数据,以及

其中,所述探测器状态检测单元在由多个所述传感器获取的数据中选择用于检测所述探测器的状态的数据。

19. 根据权利要求 1 所述的超声波处理装置,还包括:

信号处理单元,处理从构成所述探测器的振子接收的信号或者待发送到所述振子的信号;以及

控制单元,控制信号处理参数使得在所述探测器的旋转角度小时增大所述信号处理单元的参数。

20. 根据权利要求 1 所述的超声波处理装置,还包括:

信号处理单元,处理从构成所述探测器的振子接收的信号或者待发送到所述振子的信号;以及

控制单元,控制所述信号处理单元使得在所述探测器的旋转角度与预定摄影角度一致时发送信号到所述振子。

21. 根据权利要求 12 所述的超声波处理装置,其中,所述辅助操作单元具有球窝关节。

22. 一种探测器支承装置,包括:

支承单元,以与探测器的波束方向垂直的角度设置;

旋转机构,设置于所述探测器和所述支承单元之间;以及

引导件,支持通过所述旋转机构进行的所述探测器的旋转操作。

超声波处理装置和探测器支承装置

技术领域

[0001] 本公开涉及超声波处理装置和探测器支承装置,具体地,涉及使目标部分的三维结构能够容易且精确地取得的超声波处理装置和探测器支承装置。

背景技术

[0002] 在执行拍摄超声波图像的超声波装置中,检测探测器(probe)运动在电脑辅助诊断、组织形状或性状的测量、全景图像生成、3D 重建等处理中起着重要作用。

[0003] 对于探测器运动的检测,例如,在日本未经审查的专利申请公开号 2005-185333 中,已经提出一种方法,其中,两个扫描面由二维探测器形成,且执行探测器的运动检测和三维移动重建。此外,在日本未经审查的专利申请公开号 2010-227603 中,已经提出一种方法,其中,超声波探测器由相互垂直的一维阵列振子(oscillator)形成,且执行超声波探测器运动的跟踪。

[0004] 在需要观察四肢关节(诸如类风湿关节炎检查)的情况下,因为很容易进行无创性检查,所以上述超声波装置已经取代 X 射线或者 MRI 得到普遍使用。

[0005] 在此情况下,使用与原本用于观察心脏或者腹部的超声波装置、探测器和摄影处理相同的超声波装置、探测器和摄影处理。

发明内容

[0006] 然而,在类风湿关节炎检查等中,需要在很长一段时间内监视关节。超声波诊断装置具有诸如低再现性特性(在不同时间从同一地方很难观察同一患部的情况)。因此,超声波诊断装置不适合用于诸如在很长一段时间内的追踪观察。

[0007] 如上所述,当进行关节观察时,需要在同一时间获取三维结构的方法。

[0008] 期望容易且精确地获取目标部分的三维结构。

[0009] 根据本公开第一实施方式,提供一种超声波处理装置,包括:探测器;支承单元,以与探测器的波束方向垂直的角度设置;旋转机构,设置于探测器和支承单元之间;以及引导件,支持通过所述旋转机构进行的探测器的旋转操作。

[0010] 引导件可以与探测器的传感器表面垂直的角度设置于探测器上。

[0011] 引导件可设置于探测器上以将探测器的传感器表面中心与引导件之间的距离调整为诊断目标物体的半径。

[0012] 探测器可围绕作为轴的旋转机构旋转,以在与探测器的传感器表面相反的方向上旋转引导件。

[0013] 引导件可设置于与探测器的传感器表面相同的平面上。

[0014] 引导件可以与探测器的波束方向垂直的角度设置。

[0015] 引导件可设置于探测器的旋转方向侧上。

[0016] 引导件可设置于与探测器的旋转方向相反的方向侧上。

[0017] 引导件在探测器旋转方向上的长度可为比引导件在相反方向侧上的长度更长。

- [0018] 引导件在探测器旋转方向上的长度可为与引导件在相反方向侧上的长度相同。
- [0019] 支承单元可设置于探测器上以与探测器的波束方向成 90 度。
- [0020] 支承单元可包括具有旋转机构的辅助操作单元。
- [0021] 辅助操作单元的旋转机构可被禁止绕旋转机构的旋转轴旋转。
- [0022] 辅助操作单元可拆卸地设置。
- [0023] 探测器可包括角度传感器,所述角度传感器检测探测器的角度。
- [0024] 探测器可包括移动量传感器,所述移动量传感器测量体表上传感器表面的移动量。
- [0025] 超声波处理装置还可包括:信息获取单元,获取表示探测器位置的信息,通过所述探测器执行超声波生成和反射波接收;以及截面图像生成单元,基于执行超声波生成和反射波接收时的探测器的角度,通过排列和合成基于由探测器在待摄影对象周围多个位置处接收的反射波的多个超声波图像,生成表示待摄影对象的截面中至少一部分的断层图像。
- [0026] 超声波处理装置还可包括:探测器状态检测单元,基于由信息获取单元获取的信息,检测探测器的状态。信息获取单元可从多个类型传感器获取表示探测器位置的数据,以及探测器状态检测单元可在由所述多个传感器获取的数据中选择用于检测探测器状态的数据。
- [0027] 超声波处理装置还可包括:图像生成单元,生成与多个超声波图像对应多个简化显示图像,所述多个超声波图像排列在虚拟空间中与探测器旋转操作联锁的位置处且从探测器输入;以及显示控制单元,控制由图像生成单元生成且排列在与探测器旋转操作联锁的位置处的多个简化显示图像的显示。
- [0028] 超声波处理装置还可包括:信号处理单元,处理从构成探测器的振子接收的信号或者待发送到振子的信号;以及控制单元,控制信号处理参数,使得在探测器的旋转角度小时增大信号处理单元的参数。
- [0029] 超声波处理装置还可包括:信号处理单元,处理从构成探测器的振子接收的信号或者待发送到振子的信号;以及控制单元,控制信号处理单元使得在探测器的旋转角度与预定摄影角度一致时发送信号到振子。
- [0030] 根据本公开第二实施方式,提供一种探测器支承装置,包括:支承单元,以与探测器的波束方向垂直的角度设置;旋转机构,设置于探测器和支承单元之间;以及引导件,支持通过所述旋转机构进行的探测器的旋转操作。
- [0031] 根据本公开第一实施方式,提供:探测器;支承单元,以与探测器的波束方向垂直的角度设置;旋转机构,设置于探测器和支承单元之间;以及引导件,支持通过旋转机构进行的探测器的旋转操作。
- [0032] 根据本公开第二实施方式,提供:支承单元,以与探测器的波束方向垂直的角度设置;旋转机构,设置于探测器和支承单元之间;以及引导件,支持通过旋转机构进行的探测器的旋转操作。
- [0033] 根据本公开,可以容易且精确地取得目标部分的三维结构。

附图说明

- [0034] 图 1A 至图 1C 为示出根据本公开的超声波探测器外观的构成例的图;

- [0035] 图 2 为示出超声波探测器的操作的图；
- [0036] 图 3 为示出超声波探测器的操作的图；
- [0037] 图 4 为示出超声波探测器的操作的图；
- [0038] 图 5 为示出超声波探测器的操作的图；
- [0039] 图 6A 至图 6C 为示出根据本公开的超声波探测器外观的另一个构成例的图；
- [0040] 图 7A 至图 7C 为示出根据本公开的超声波探测器外观的又一个构成例的图；
- [0041] 图 8A 至图 8C 为示出根据本公开的超声波探测器外观的又一个构成例的图；
- [0042] 图 9A 和图 9B 为示出根据本公开的超声波探测器外观的又一个构成例的图；
- [0043] 图 10 为示出球窝关节旋转方向的图；
- [0044] 图 11 为示出探测器中夹具可用性的表；
- [0045] 图 12 为示出根据本公开的图像处理系统的构成例的框图；
- [0046] 图 13 为示出图像处理系统的摄影处理的流程图；
- [0047] 图 14 为示出图像处理系统的简化显示图像组生成处理实例的流程图；
- [0048] 图 15 为示出图像处理系统的简化显示图像组生成处理的另一个实例的流程图；
- [0049] 图 16A 和图 16B 为示出简化显示图像组及其虚拟空间排列实例的图；
- [0050] 图 17 为示出简化显示图像组实例的图；
- [0051] 图 18 为示出简化显示图像组实例的图；
- [0052] 图 19 为示出简化显示图像组实例的图；
- [0053] 图 20 为示出虚拟空间排列实例的图；
- [0054] 图 21 为示出根据本公开的超声波探测器的另一个构成例的图；
- [0055] 图 22 为示出阵列振子图像面的图；
- [0056] 图 23 为示出超声波探测器中声透镜的图；
- [0057] 图 24 为示出 x 轴方向上声透镜效果的图；
- [0058] 图 25 为示出 z 轴方向上声透镜效果的图；
- [0059] 图 26 为示出图像处理系统中探测器移动量计算的图；
- [0060] 图 27 为示出本公开二维阵列探测器应用的图；
- [0061] 图 28 为示出根据本公开的图像处理系统的另一个构成例的框图；
- [0062] 图 29 为示出在执行超声波接收侧处理的情况下探测器单元构成例的框图；
- [0063] 图 30 为示出在执行超声波发送侧处理的情况下探测器单元构成例的框图；
- [0064] 图 31 为示出探测器单元的超声波接收处理实例的流程图；
- [0065] 图 32 为示出接收显示装置的接收显示处理实例的流程图；
- [0066] 图 33 为示出探测器单元的超声波发送处理实例的流程图；
- [0067] 图 34 为示出在图像处理系统摄影之前的处理实例的流程图；
- [0068] 图 35 为示出图像处理系统的摄影处理实例的流程图；
- [0069] 图 36 为示出电脑构成例的框图。

具体实施方式

[0070] 下文中,将描述用于实施本公开的实施方式(下文中称为实施方式)。此外,将如下描述。

- [0071] 1. 第一实施方式(超声波探测器)
- [0072] 2. 第二实施方式(图像处理系统)
- [0073] 3. 第三实施方式(用户界面)
- [0074] 4. 第四实施方式(超声波探测器的其它构成)
- [0075] 5. 第五实施方式(图像处理系统的其它构成)
- [0076] 6. 第六实施方式(计算机)

[0077] 第一实施方式

[0078] 超声波探测器外观的构成例

[0079] 图 1A 至图 1C 为示出根据本公开的超声波探测器外观的构成例的图。图 1A 为超声波探测器的侧视图,图 1B 为当从顶部观看时图 1A 所示的超声波探测器的俯视图,以及图 1C 为当从左侧观看时图 1A 所示的超声波探测器的正视图。

[0080] 在图 1A 至图 1C 的实例中,超声波探测器 11 被构成为包括探测器(主体) 21、基座 22、旋转轴 23、手柄 24、引导件(guide,导向件) 25 和接合部 26。此外,图 1A 至图 1C 的实例中的超声波探测器 11 具有适合绕作为诊断目标的相对细的手指等旋转的结构。

[0081] 例如,探测器 21 为扇形探测器(sector probe)。然而,探测器 21 可为具有其它结构的探测器。探测器 21 具有在探测器传感器表面上的接触部 21a,接触部 21a 由柔性构件形成且与诊断目标物体接触。例如,探测器 21 被构成为在图 1C 中接触部 21a 的竖直方向上排列换能器(transducer)。

[0082] 具有内置角度传感器(下文描述的图 12 中角度传感器 241)的基座 22、作为附接到角度传感器的旋转机构的旋转轴 23 以及手柄 24 设置于探测器 21 之下。虽然旋转轴 23 和探测器 21 通过例如接合部 26 固定,但是固定方法并不限于此。

[0083] 地磁传感器或者加速度计可设置取代角度传感器。然而,通过附接角度传感器,与地磁传感器或者加速度计相比,可更精确地获取探测器 21 的旋转角度信息。

[0084] 旋转轴 23 设置于探测器 21 和手柄 24 之间,使得超声波探测器 11 在图 1C 中接触部 21a 的水平方向上围绕旋转轴 23 (垂直于波束方向的轴 β)作为中心旋转,例如,当超声波探测器 11 围绕手指旋转时。手柄为待摄影人使用的支承单元。旋转轴 23 和手柄 24 以与由探测器 21 的传感器表面中心轴 α 末端指示的波束方向垂直的角度设置。以此方式,可以在不使用人手的情况下,围绕诊断目标物体稳定地旋转探测器 21。

[0085] 在本说明书中,垂直于波束方向的角度定义不仅仅限于严格的 90 度角,而且也可包括具有如上所述操作功能的角度。然而,实际上,优选使用 90 度角。

[0086] 引导件 25 设置于探测器 21 的侧表面上(图 1C 中接触部 21a 的左侧),且引导件 25 支持旋转操作,使得当旋转超声波探测器 11 时,探测器 21 的超声波波束通常从相对于诊断目标物体的垂直方向发送。引导件 25 由平板等形成,且设置于探测器 21 和接合部 26 上,使得引导件 25 以相对于与探测器 21 传感器表面相同的平面 γ 的直角设置。此外,在本说明书中,直角定义并不限于 90 度角,而是只要它具有在不偏移中心轴的情况下具有稳定接触的功能且它不恶化操纵感觉,就可使用任何角度。

[0087] 例如,诊断目标物体(诸如由虚线表示的手指)被允许与传感器表面上的接触部 21a 以及引导件 25 接触,且接触部 21a 和引导件 25 在由白色箭头表示的方向上旋转,即,在与传感器表面相反的方向上。以此方式,传感器表面上的接触部 21a 以及引导件 25 固定诊

断目标物体。因此,接触部 21a 和引导件 25 围绕由虚线表示的柱状诊断目标物体稳定地旋转,使得超声波波束总是几乎垂直地到达诊断目标物体。

[0088] 可以在与由白色箭头表示的方向相反的方向上旋转引导件 25。然而,由于诊断目标物体可以相对于传感器表面上的接触部 21a 以及引导件 25 浮动,所以优选在由白色箭头表示的方向上旋转引导件 25。

[0089] 在图 1A 至图 1C 的实例中,传感器表面(与传感器表面相同的平面 γ)被示出未与诊断目标物体接触。然而,实际上,因为接触部 21a 和诊断目标物体之间有弹力,此外,在诊断时,在涂布凝胶(gel)之后执行摄影,所以传感器表面和诊断目标物体处于紧密接触状态。这同样适用于下文描述的附图。

[0090] 超声波探测器的操作

[0091] 接着,参考图 2 至图 5,将描述超声波探测器 11 的旋转操作。在图 2 至图 5 实例中,省略握住手柄 24 的待摄影人的手。

[0092] 下文中,将描述旋转操作,但当旋转时也执行摄影。关于超声波探测器 11 的旋转操作,其起始位置预先设定为诊断目标物体的预定位置(例如,图 2 所示的手指背面)。

[0093] 如图 2 所示,待摄影人允许探测器 21 传感器表面上的接触部 21a 以及引导件 25 与他或者她手指背面(其为起始位置)接触,以开始摄影。超声波探测器 11 在图的深度方向上旋转以环绕手指旋转。

[0094] 即,当探测器 21 以此方式通过图 2 所示的手指背面、图 3 所示的手指左侧、图 4 所示的手指球窝(指腹)以及图 5 所示的手指右侧时,探测器 21 拍摄其超声波图像。

[0095] 在围绕手指的旋转操作期间,引导件 25 以及探测器 21 的传感器表面上的接触部 21a 与手指表面不分离且未偏移。因此,当超声波波束被允许在垂直方向上发送到手指时,可以稳定地旋转超声波探测器 11。

[0096] 超声波探测器外观的另一个构成例

[0097] 图 6A 至图 6C 为示出根据本公开的超声波探测器外观的另一个构成例的图。图 6A 为超声波探测器的侧视图,图 6B 为当从顶部观看时图 6A 所示的超声波探测器的俯视图,以及图 6C 为当从左侧观看时图 6A 所示的超声波探测器的正视图。

[0098] 在图 6A 至图 6C 实例中,超声波探测器 51 与图 1A 至图 1C 的超声波探测器类似,包括探测器(主体) 21、基座 22、旋转轴 23、手柄 24 和引导件 25。超声波探测器 51 不同于图 1A 至图 1C 的超声波探测器的是利用接合部 61 替换接合部 26。

[0099] 即,虽然图 1A 至图 1C 所示的接合部 26 固定于探测器 21 上,但是图 6A 至图 6C 所示的接合部 61 的长度可调整(可变的)以提供在引导件 25 和探测器 21 之间的间隙。

[0100] 引导件 25 可通过接合部 61 设置于探测器 21 上,使得在引导件 25 与探测器 21 传感器表面的中心轴 α 之间的距离等于诊断目标物体的半径。换言之,引导件 25 可设置于探测器 21 上,使得探测器 21 传感器表面的中心轴 α 等于诊断目标物体的中心位置。

[0101] 以此方式,可以处理由虚线表示的相当粗的柱状诊断目标物体。

[0102] 即,以与图 1A 至图 1C 情况相似的方式,诊断目标物体(诸如由虚线表示的肘关节)被允许与传感器表面上的接触部 21a 以及引导件 25 接触,且接触部 21 和引导件 25 在由白色箭头表示的方向上旋转,即,在与传感器表面相反的方向上。以此方式,甚至对于相当粗的柱状诊断目标物体,传感器表面上的接触部 21a 以及引导件 25 也可固定诊断目标物体。

因此,接触部 21a 和引导件 25 围绕由虚线表示的柱状诊断目标物体稳定地旋转,使得超声波波束总是几乎垂直地到达诊断目标物体。

[0103] 超声波探测器外观的另一个构成例

[0104] 图 7A 至图 7C 为示出根据本公开的超声波探测器外观的又一构成例的图。图 7A 为超声波探测器的侧视图,图 7B 为当从顶部观看时图 7A 所示的超声波探测器的俯视图,以及图 7C 为当从左侧观看时图 7A 所示的超声波探测器的正视图。

[0105] 在图 7A 至图 7C 的实例中,超声波探测器 81 与图 1A 至图 1C 的超声波探测器 11 类似,包括探测器(主体)21、基座 22、旋转轴 23、手柄 24 和接合部 26。超声波探测器 81 不同于图 1A 至图 1C 的超声波探测器 11 的是利用引导件 91 替代引导件 25。

[0106] 即,引导件 91 以垂直于由探测器 21 传感器表面的中心轴 α 末端指示的波束方向的角度设置于探测器 21 的移动方向(旋转方向)侧上,所述移动方向(旋转方向)侧为与探测器 21 传感器表面相同的表面。此外,可使用在探测器 21 行进方向上的一面引导件(one surface guide)。然而,如图 7B 所示,引导件可不仅被构成为在行进方向(图中上方向)上延伸,而且被构成为在与行进方向相反的方向(图中下方向)上延伸,从而更稳定地旋转。此外,在本说明书中,垂直于波束方向的角度定义不仅仅限于严格 90 度角,而且也可包括超声波波束几乎垂直地到达诊断目标物体的角度。然而,实际上,优选使用 90 度角。

[0107] 在图 7A 至图 7C 的实例中,示出在行进方向上以及在相反方向上引导件 91 的长度彼此相等的情况。然而,在行进方向上的引导件长度可大于在相反方向上的引导件长度。

[0108] 这里,如上所述图 1A 至图 1C 的超声波探测器 11 以及图 6A 至图 6C 的超声波探测器 51 的构成在诊断目标物体截面几乎接近完全圆形圆状物的情况下更有效。然而,在诊断目标物体截面为椭圆形形状(诸如手腕或者肘部)的情况下,其构成很难被应用。因此,在诊断目标物体截面为椭圆形形状的情况下,图 7A 至图 7C 的超声波探测器 81 的构成是合适的。

[0109] 在图 7A 至图 7C 的实例的情况下,诊断目标物体(诸如由虚线表示的肘关节)被允许与引导件 91 (包括传感器表面上的接触部 21a) 接触,且引导件 91 在由白色箭头表示的方向上旋转。以此方式,即使在椭圆形柱状诊断目标物体中,引导件 91 也可固定诊断目标物体。因此,引导件 91 围绕由虚线表示的椭圆形柱状诊断目标物体稳定地旋转,使得超声波波束总是几乎垂直地到达诊断目标物体。

[0110] 在图 7A 至图 7C 的实例中,引导件 91 (传感器表面)被示出为与诊断目标物体不接触。然而,实际上,因为接触部 21a 和诊断目标物体之间有弹力,此外,在诊断时,在涂布凝胶之后执行摄影,所以引导件 91 和诊断目标物体处于紧密接触状态。

[0111] 超声波探测器外观的另一个构成例

[0112] 图 8A 至图 8C 为示出根据本公开的超声波探测器外观的又一构成例的图。图 8A 为超声波探测器的侧视图,图 8B 为当从顶部观看时图 8A 所示的超声波探测器的俯视图,以及图 8C 为当从左侧观看时图 8A 所示的超声波探测器的正视图。

[0113] 在图 8A 至图 8C 的实例中,超声波探测器 111 与图 7A 至图 7C 的超声波探测器 81 类似,包括探测器(主体)21、基座 22、旋转轴 23、手柄 24、接合部 26 和引导件 91。超声波探测器 111 与图 7A 至图 7C 的超声波探测器 81 不同的是移动量传感器 121 被添加到探测器 21。

[0114] 即,在图 8A 至图 8C 的实例中,移动量传感器 121 设置于探测器 21 之下且设置于引导件 91 上。移动量传感器 121 的设定位置并不限于此。例如,移动量传感器 121 由用于光学鼠标等的光学移动量传感器构成,且检测超声波探测器 111 的上述操作之外的诸如侧滑的在体表上的移动量。

[0115] 在超声波探测器 111 中,在诊断目标物体为椭圆形柱状物体等的情况下,还进行除旋转操作外的诸如侧滑的操作。在上述超声波探测器 11、51 和 81 中,只设置角度传感器。然而,为了在此条件下重建三维体积,诊断目标物体在圆周上匀速移动的限制是必要的。

[0116] 在超声波探测器 111 的情况下,设置移动量传感器 121,从而取消该限制。

[0117] 在图 8A 至图 8C 的实例中,已经描述移动量传感器 121 设置于图 7A 至图 7C 的超声波探测器 81 上的实例。然而,不用说,移动量传感器 121 可设置于具有其它构成的超声波探测器上,诸如图 1A 至图 1C 的超声波探测器 11 或者图 6A 至图 6C 的超声波探测器 51。

[0118] 超声波探测器外观的另一个构成例

[0119] 图 9A 和图 9B 为示出根据本公开的超声波探测器外观的又一构成例的图。图 9A 和图 9B 为超声波探测器的接合部 26 以下的侧视图。在图 9A 和图 9B 实例中,重点描述手柄部分,从而省略接合部 26 之上的各个单元的示出。

[0120] 在图 9A 和图 9B 的实例中,超声波探测器 141 与图 1A 至图 1C 的超声波探测器 11 类似,包括探测器(主体)21、基座 22、旋转轴 23、引导件 25 和接合部 26。超声波探测器 141 与图 1A 至图 1C 的超声波探测器 11 的不同之处在于用手柄 151 替代手柄 24。

[0121] 在图 9A 和图 9B 的实例中,手柄 151 被构成包括具有球窝关节(ball joint)152 的辅助操作单元 153。如图 9A 所示,手柄 151 以与图 1A 至图 1C 相似的方式相对于探测器 21 的超声波波束几乎垂直地设置。此外,如图 9B 所示,通过使用手柄 151 的球窝关节 152,可以使辅助操作单元 153 具有相对于探测器 21 的超声波波束的角度。

[0122] 手柄 151 可以使具有球窝关节 152 的辅助操作单元 153 被添加到图 1A 至图 1C 的手柄 24 的方式构成。在此情况下,具有球窝关节 152 的辅助操作单元 153 可以是可拆卸的。

[0123] 通过旋转轴 23,图 1A 至图 1C 的超声波探测器 11 具有的手柄 24 的操作性为柔性(flexible)。然而,因为由角度传感器获取的数据通常为探测器 21 的旋转角度,所以如果手柄 24 转移到另一个手,那么容易引起不协调的运动。为了解决这个情况,通过设置球窝关节 152,例如,当测量诸如肘部或者膝的部位时,可以很容易进行操纵以在各部位的圆周上旋转探测器 21。

[0124] 如图 10 所示,因为在现有旋转轴 23 处获取以 Y 轴(表示为垂直于波束方向的轴 β)为中心的旋转角度,所以位于超声波探测器 111 的接合部 26 之下的球窝关节 152 被阻止绕 Y 轴旋转。因此,球窝关节 152 具有只绕 X 和 Z 轴的旋转自由度。

[0125] 在图 9A 至图 10 的实例中,使用球窝关节 152。然而,这并不限于球窝关节,而是只要它使辅助操作单元 153 具有相对于轴 β 的角度,就可使用任何部件。

[0126] 如上所述,只有通过随后将上述多个夹具中至少一个添加到探测器 21,就可以围绕关节稳定地拍摄图像。

[0127] 图 11 通过对各个诊断目标总结的有用性的方式示出上述构成元件(夹具)的有用性。双圆圈标记表明构成元件对诊断目标是有用的。

[0128] 旋转角度传感器对手指、手腕、肘部、肩膀、膝和腰围有用。具有用于细关节的引导

件(例如,图 1A 至图 1C 的引导件 25)的构成对手指有用。即,用于细关节的引导件为专用于手指的引导件。

[0129] 具有用于粗关节的引导件(例如,图 7A 至图 7C 的引导件 91)的构成对手指、手腕、肘部、膝和腰围有用。此外,手指的表格单元格中所示的圆圈标记表明可以使用用于粗关节的引导件,但是用于细关节的引导件比用于粗关节的引导件更有用。

[0130] 移动量传感器在手腕、肘部、膝和腰围中为有用。球窝关节对手腕、肘部、膝和腰围有用。此外,球窝关节对手腕有用,但是可以不是必须的。

[0131] 在类风湿关节炎检查中,脚趾、脚背、踝关节等包括在诊断目标中,但是这些部位在本公开范围之外。

[0132] 如上所述,仅通过将例如作为探测器支承装置的夹具附接到现有探测器,就可以实现上述方案。

[0133] 尤其是,在具有旋转轴的手柄(角度传感器内置在手柄中)作为夹具以正交方式附接到探测器的情况下,可以检测围绕待摄影柱状对象旋转的探测器的精确角度。

[0134] 在引导件作为夹具附接的情况下,通常可以发送超声波波束到相对于待摄影对象的垂直方向和从该垂直方向接收超声波波束,且容易围绕待摄影对象旋转探测器。因此,可以精确且容易地获取用于获取目标部分三维结构的超声波图像。

[0135] 在球窝关节独立于旋转轴作为夹具附接的情况下,可以改良操纵感觉。

[0136] 接着,下文将描述作为包括上述超声波探测器的超声波处理装置的图像处理系统的构成。可使用具有上述构成的任何超声波探测器。然而,作为实例,将使用图 8A 至图 8C 的超声波探测器 111 作出以下描述。

[0137] 第二实施方式

[0138] 图像处理系统的构成例

[0139] 图 12 为示出根据本公开的图像处理系统 201 的构成例的框图。图像处理系统 201 为使用超声波生成表示待摄影对象的截面中至少一部分的截面图像、然后显示所生成截面图像的系统。当相应部位(诸如人腹部)的截面图像被摄影以检查拍摄图像时,图像处理系统 201 被用作例如超声波诊断装置。

[0140] 图像处理系统 201 被构成为包括图 8A 至图 8C 的超声波探测器 111、图像处理装置 212、记录装置 213a 至 213d 以及显示器 214。

[0141] 超声波探测器 111 被构成为包括超声波发送和接收单元 221 以及检测单元 222。

[0142] 超声波发送和接收单元 221 设置于例如超声波探测器 111 的远端处,且在图像处理装置 212 的超声波控制单元 251 的控制下发送和接收超声波。超声波发送和接收单元 221 被构成为包括超声波生成单元 231 和超声波接收单元 232。

[0143] 超声波生成单元 231 在超声波控制单元 251 的控制下生成超声波。更具体地,例如,超声波生成单元 231 以预定时间间隔振荡脉冲形超声波并进行超声波扫描。

[0144] 在超声波扫描方法中,可采用任意方法。例如,可以径向或者平行方式实施扫描。当以径向方式实施扫描时,可获得扇形超声波图像。当以平行方式实施扫描时,可获得矩形超声波图像。

[0145] 超声波接收单元 232 在超声波控制单元 251 的控制下接收由超声波生成单元 231 生成的超声波的反射波。然后,超声波接收单元 232 测量所接收反射波的强度,并将例如表

示反射波强度的时间序列测量结果的数据(下文中称为超声波测量数据)供应给图像处理装置 212 的超声波图像生成单元 252。

[0146] 检测单元 222 检测超声波探测器 111 的状态(例如,角度、位置等)。检测单元 222 被构成为包括角度传感器 241 以及图 8A 至图 8C 的移动量传感器 121。角度传感器 241 检测例如超声波探测器 111 的旋转角度。移动量传感器 121 检测超声波探测器 111 的移动量。此外,如图 12 所述,检测单元 222 可被构成为包括由陀螺仪等构成的角速度传感器 242。

[0147] 检测单元 222 的每个传感器将表示检测结果的传感器数据供应给图像处理装置 212 的传感器信息获取单元 253。

[0148] 图像处理装置 212 执行生成待摄影对象的截面图像并在显示器 214 上显示所生成截面图像的处理。图像处理装置 212 被构成为包括超声波控制单元 251、超声波图像生成单元 252、传感器信息获取单元 253、探测器状态检测单元 254、截面图像生成单元 255、显示控制单元 256 和简化显示图像生成单元 257。

[0149] 超声波控制单元 251 控制超声波生成单元 231 和超声波接收单元 232,且控制超声波探测器 111 的超声波发送和接收。

[0150] 超声波图像生成单元 252 基于从超声波接收单元 232 供应的超声波测量数据生成超声波图像。

[0151] 因此,生成超声波、接收超声波的反射波以及基于所接收反射波生成超声波图像(即,摄影超声波图像)的处理由超声波生成单元 231、超声波接收单元 232、超声波控制单元 251 和超声波图像生成单元 252 执行。

[0152] 超声波图像生成单元 252 将表示所生成的超声波图像的超声波图像数据存储于记录装置 213a 中。

[0153] 传感器信息获取单元 253 获取表示超声波探测器 111 的状态的信息,诸如超声波探测器 111 的角度或者位置。具体地,传感器信息获取单元 253 基于从超声波探测器 111 的每个传感器供应的传感器数据以预定时间间隔对每个传感器的检测值进行采样。然后,传感器信息获取单元 253 将每个传感器的采样检测值以及当对每个传感器的检测值采样时的时间作为传感器信息存储于记录装置 213b 中。

[0154] 探测器状态检测单元 254 在对超声波图像摄影时基于存储于记录装置 213b 中的传感器信息来检测超声波探测器 111 的状态,并将检测结果供应给截面图像生成单元 255。探测器状态检测单元 254 选择性使用在存储于记录装置 213b 中的传感器信息中用于检测超声波探测器 111 的状态的信息。

[0155] 截面图像生成单元 255 基于存储于记录装置 213a 中的超声波图像以及在摄影超声波图像时超声波探测器 111 的状态通过以三维方式将超声波图像排列在显示区中来执行体积插值(volume interpolation),然后生成待摄影对象的截面图像(三维体积数据)。截面图像生成单元 255 将表示所生成的截面图像的截面图像数据存储于记录装置 213c 中。

[0156] 显示控制单元 256 基于存储于记录装置 213c 中的截面图像数据在显示器 214 上显示待摄影对象的截面图像。显示控制单元 256 基于存储于记录装置 213d 中的简化显示图像组数据在显示器 214 上显示简化显示图像组,其中多个简化显示图像(预览图像)以三维方式排列为以三维方式弯曲。

[0157] 当选择所显示简化显示图像组中多个简化显示图像之一时,显示控制单元 256 从

记录装置 213a 和记录装置 213d 分别读取与简化显示图像对应的超声波图像以及关于超声波图像的信息,且然后在同一屏幕上显示超声波图像以及超声波图像信息。

[0158] 即,简化显示图像组作为用于观看超声波图像的索引显示在显示器 214 上。

[0159] 与超声波探测器 111 的旋转操作联锁(Interlock,联动),简化显示图像生成单元 257 通过使用存储于记录装置 213a 中的多项超声波图像数据生成简化显示图像组,其中与多个超声波图像对应的多个简化显示图像排列为以三维方式弯曲。简化显示图像生成单元 257 将表示所生成的简化显示图像组的简化显示图像组存储于记录装置 213d 中。

[0160] 例如,与超声波探测器 111 的旋转操作联锁,简化显示图像生成单元 257 将存储于记录装置 213a 中的超声波图像数据排列在显示区中。此时,超声波图像数据排列在显示区中,使得超声波图像数据以三维方式排列和显示或者以三维方式弯曲后显示。

[0161] 然后,如上所述,与超声波探测器 111 的旋转操作联锁,简化显示图像生成单元 257 通过生成与排列在显示区中多个超声波图像对应的多个简化显示图像来生成简化显示图像组。以此方式,显示控制单元 256 将由简化显示图像生成单元 257 生成的多个简化显示图像排列在与探测器旋转操作联锁的位置处,以在显示屏幕上显示多个简化显示图像。

[0162] 如果考虑到通过超声波图像(简化显示图像)以三维方式排列在显示区中来显示或者以三维方式弯曲来显示而使用户以空间状态识别超声波图像(简化显示图像),那么显示区也可定义为空间(或者虚拟空间)。

[0163] 记录装置 213a 由例如场景存储器构成,且存储表示由超声波图像生成单元 252 生成的超声波图像的超声波图像数据。记录装置 213b 将每个传感器的检测值以及当对每个传感器的检测值采样时的时间作为传感器信息存储。

[0164] 记录装置 213c 存储表示由截面图像生成单元 255 生成的截面图像的截面图像数据。记录装置 213d 存储表示由简化显示图像生成单元 257 生成的简化显示图像组的简化显示图像组数据。

[0165] 显示器 214 在显示控制单元 256 的控制下显示图像。

[0166] 在图 12 实例中,给出了记录装置 213a 至 213d 与图像处理装置 212 分开设置的情况的例子。然而,记录装置 213a 至 213d 可设置于图像处理装置 212 中。

[0167] 摄影处理

[0168] 接着,参考图 13 的流程图,将描述由图像处理系统 201 执行的摄影处理。这些处理例如当由图像处理系统 201 的操作单元(未示出)输入摄影开始指令时开始。

[0169] 下文中,给出通过使用图像处理系统 201 对人关节截面摄影的情况的例子。在此情况下,例如,为了对关节(诸如手指关节或者肘部关节)截面摄影,待摄影人让超声波探测器 111 几乎垂直地与他或者她关节接触,然后围绕关节旋转,如图 2 至图 5 所示。

[0170] 超声波探测器 111 可几乎垂直地与关节接触,以通过上述夹具轻松围绕关节旋转。

[0171] 超声波探测器 111 可由除待摄影人外的人操作,或者可用机器人手臂等远程操作。

[0172] 在步骤 S11 中,超声波生成单元 231 在超声波控制单元 251 的控制下开始生成超声波。例如,当以预定时间间隔地振荡脉冲形超声波时,超声波生成单元 231 在预定方向上扫描超声波。

[0173] 在步骤 S12 中,超声波接收单元 232 在超声波控制单元 251 的控制下开始接收由超声波生成单元 231 生成的超声波的反射波。然后,超声波接收单元 232 测量所接收反射波的强度,并将表示测量结果的超声波测量数据供应给超声波图像生成单元 252。

[0174] 在步骤 S13 中,传感器信息获取单元 253 开始获取传感器信息。具体地,传感器信息获取单元 253 基于从超声波探测器 111 的每个传感器供应的传感器数据以预定时间间隔对每个传感器的检测值进行采样。然后,传感器信息获取单元 253 将每个传感器的采样检测值以及当对每个传感器的检测值采样时的时间作为传感器信息存储于记录装置 213b 中。

[0175] 在步骤 S14 中,超声波图像生成单元 252 基于从超声波接收单元 232 供应的超声波测量数据生成超声波图像。即,超声波图像生成单元 252 生成表示在关节与超声波探测器 111 接触的位置附近被摄影的人关节的内部截面的二维超声波图像。超声波图像生成单元 252 将表示所生成超声波图像的超声波图像数据以及摄影时间存储于记录装置 213a 中。

[0176] 生成超声波图像的方法并不限于特定方法,可采用任意方法。

[0177] 在步骤 S15 中,简化显示图像生成单元 257 执行简化显示图像组生成处理。虽然下文将参考图 14 描述简化显示图像组生成处理的细节,但是简化显示图像组通过步骤 S15 处理生成,其中与多个超声波图像对应的多个简化显示图像排列为以三维方式弯曲。

[0178] 在步骤 S16 中,简化显示图像生成单元 257 将表示所生成简化显示图像组的简化显示图像组数据存储于记录装置 213d 中。

[0179] 在步骤 S17 中,图像处理系统 201 显示简化显示图像组。具体地,显示控制单元 256 从记录装置 213d 读取简化显示图像组数据。然后,显示控制单元 256 在显示器 214 上基于读取的简化显示图像组数据来显示简化显示图像组。这样,下文在图 16A 和图 16B 中描述的简化显示图像组在显示器 214 上显示。

[0180] 在步骤 S18 中,图像处理系统 201 判定是否继续摄影。当判定继续摄影时,处理返回到步骤 S14。

[0181] 此后,直至在步骤 S18 中判定不继续摄影,重复执行步骤 S14 至 S18 的处理。换言之,连续执行摄影超声波图像、生成简化显示图像以及显示简化显示图像的处理。

[0182] 例如,考虑到系统处理能力、记录装置 213a 至 213d 的能力等,确定摄影超声波图像以及生成简化显示图像或者截面图像的时间间隔。此外,当图像处理系统 201 由电池驱动时,可考虑电池容量等。

[0183] 另一方面,在步骤 S18 中,例如,当由图像处理系统 201 的操作单元(未示出)输入摄影结束命令时,图像处理系统 201 判定不继续摄影,然后结束摄影处理。

[0184] 简化显示图像组生成处理的细节

[0185] 接着,参考图 14 流程图,将描述图 13 步骤 S15 中简化显示图像组生成处理的细节。

[0186] 在步骤 S31 中,探测器状态检测单元 254 基于存储于记录装置 213b 中的传感器信息来检测在摄影时的超声波探测器 111 的状态。

[0187] 具体地,探测器状态检测单元 254 基于角度传感器 241 和移动量传感器 121 的检测结果来获得到目前时间为止的超声波探测器 111 的位置和方向(角度)变化(轨迹)。

[0188] 如上所述,每个传感器的检测值以预定采样时间间隔离散获得。在这里,必要时,

探测器状态检测单元 254 通过对每个传感器的检测值插值来获得超声波探测器 111 的位置和角度变化。

[0189] 此时使用的插值方法并不限于特定方法,例如假设在摄影时的超声波探测器 111 的运动平滑,则执行线性插值、样条插值等。

[0190] 然后,当执行超声波生成和反射波接收以摄影最新超声波图像时,探测器状态检测单元 254 基于超声波探测器 111 的位置和角度的变化来检测超声波探测器 111 的位置和角度。

[0191] 此后,探测器状态检测单元 254 将摄影时的超声波探测器 111 状态的检测结果供应给简化显示图像生成单元 257。

[0192] 在步骤 S32 中,简化显示图像生成单元 257 获得摄影超声波图像的位置和方向(角度)。具体地,简化显示图像生成单元 257 基于在摄影最新超声波图像时超声波探测器 111 的位置和角度来计算摄影最新超声波图像的位置(摄影位置)和角度(摄影角度)。预先确定超声波探测器 111 的摄影开始位置和角度,并预先获得在超声波探测器 111 的位置和角度与超声波图像的定位位置(摄影位置和摄影角度)之间的关系。

[0193] 在步骤 S33 中,简化显示图像生成单元 257 将超声波图像排列在显示区中。具体地,例如,简化显示图像生成单元 257 从记录装置 213a 读取最新超声波图像。然后,简化显示图像生成单元 257 基于最新超声波图像的摄影位置和摄影角度将最新超声波图像排列在一个帧之前的超声波图像以三维方式排列的显示区(空间)中。通过使用每个超声波图像的摄影位置和摄影角度可获得每个超声波图像的相对位置关系。

[0194] 简化显示图像生成单元 257 基于关于超声波图像的信息来调整用于排列超声波图像的位置。

[0195] 例如,简化显示图像生成单元 257 检测最新超声波图像的特征点。然后,简化显示图像生成单元 257 通过跟踪直至现在的超声波图像的特征点轨迹来调整用于排列各个超声波图像的位置。下文将例如参考图 15 描述其具体实例。

[0196] 例如,传感器一般不擅长检测平移方向上的运动,因此检测误差倾向于较大。因此,当只使用传感器信息时,存在对准超声波图像的精度恶化的情况。为了解决这个情况,通过不仅使用传感器信息,而且使用关于超声波图像的信息,对准超声波图像的精度改良。

[0197] 相比之下,由于超声波图像通常包括许多噪声,所以通过只使用关于超声波图像的信息,很难执行具有良好精度的超声波图像对准。为了解决这个情况,通过不仅使用关于超声波图像的信息,而且使用传感器信息,对准超声波图像的精度改良。

[0198] 如在对手指关节摄影的情况下那样,如果超声波图像排列在显示区的三维区上,且当从顶部观看时超声波图像排列为完全圆形形状(参考下文描述的图 16B),那么可以通过只使用由角度传感器 241 检测的角度信息执行超声波图像排列。另一方面,如在对手腕、肘部、腰部等摄影的情况下那样,如果超声波图像排列在显示区的三维区上,且当从顶部观看时超声波图像排列为椭圆形形状(参考下文描述的图 20),那么来自移动量传感器 121 的移动量的信息也是必要的。

[0199] 然而,即使在超声波图像排列在显示区的三维区上且当从顶部观看时超声波图像排列为椭圆形形状的情况下,如果假设匀速运动,那么可以通过只使用由角度传感器 241 检测的角度信息执行超声波图像排列。即,在此情况下,有必要以几乎恒定的速度围绕诊断

目标物体旋转超声波探测器 111。

[0200] 在步骤 S34 中,简化显示图像生成单元 257 生成简化显示图像组。即,简化显示图像生成单元 257 从超声波图像生成与以三维方式排列在显示区处超声波图像排列位置对应的简化显示图像。然后,简化显示图像生成单元 257 生成简化显示图像组,其中与超声波图像排列的位置对应的多个简化显示图像以三维方式排列,即,其中多个简化显示图像以三维方式弯曲。

[0201] 在步骤 S34 的处理中,如果超声波探测器 111 还未完成环绕关节旋转,那么可生成表示到超声波图像被摄影的范围为止的进度的简化显示图像组。或者,简化显示图像组可在所有摄影完成之后生成。

[0202] 简化显示图像组生成处理的另一个实例

[0203] 参考图 15 流程图,将详细描述图 13 的步骤 S15 中简化显示图像组生成处理的变形例。

[0204] 例如,将描述以如下方式摄影超声波图像的情况:如上述图 2 至图 5 所示,超声波探测器 111 的引导件 91 垂直地与关节接触,然后通过使超声波探测器 111 绕旋转轴 23 旋转来使超声波探测器 111 水平环绕关节。此外,例如,通过设定足够快的帧速率或者缓慢移动超声波探测器 111,超声波图像被摄影为使得相邻帧的摄影范围重叠。

[0205] 在步骤 S51 中,探测器状态检测单元 254 基于存储于记录装置 213b 中角度传感器 241 的检测结果来检测在摄影时的超声波探测器 111 的角度。

[0206] 在步骤 S52 中,探测器状态检测单元 254 基于超声波探测器 111 的角度检测结果从上一帧(previous frame,在先帧)获得超声波探测器 111 的角度变化量。

[0207] 探测器状态检测单元 254 将表示所获得超声波探测器 111 的角度变化量的信息供应给简化显示图像生成单元 257。

[0208] 在步骤 S53 中,简化显示图像生成单元 257 基于超声波探测器 111 的角度变化量来旋转在前帧的超声波图像。

[0209] 在步骤 S54 中,简化显示图像生成单元 257 检测在前帧和当前帧的超声波图像的局部特征点。更具体地,简化显示图像生成单元 257 检测在前帧的旋转图像的局部特征点以及当前帧的超声波图像的局部特征点。

[0210] 可采用任何类型的局部特征点和任何检测方法。例如,对待摄影对象的变形有弹性(resilient)且适合人体软组织的 Harris 角点检测器(Harris Corner Detector)被用作局部特征点。

[0211] 在步骤 S55 中,简化显示图像生成单元 257 跟踪上一帧与当前帧之间的局部特征点的运动。更具体地,简化显示图像生成单元 257 跟踪位于上一帧的旋转图像与当前帧的超声波图像之间的局部特征点的运动。

[0212] 任何方法可被用作跟踪局部特征点运动的方法。例如,使用对待摄影对象的变形有弹性且适合人体软组织的光流 Lucas-Kanade (Optical Flow Lucas-Kanade) 法。

[0213] 在步骤 S56 中,简化显示图像生成单元 257 基于跟踪结果来获得帧之间的平移矢量。

[0214] 在步骤 S57 中,简化显示图像生成单元 257 获得超声波探测器 111 的平移矢量(translation vector)。具体地,简化显示图像生成单元 257 获得从在步骤 S56 处理中获

得的平移矢量 T 反转的逆矢量, 作为超声波探测器 111 的平移矢量。平移矢量表示在从一个超声波图像的摄影时间到下一个超声波图像 UI 的摄影时间的平移方向上的超声波探测器 111 的运动。

[0215] 在步骤 S58 中, 简化显示图像生成单元 257 基于超声波探测器 111 的角度和平移矢量来获得绘制位置。具体地, 简化显示图像生成单元 257 基于由角度传感器 241 检测出的超声波探测器 111 的角度以及所检测出的超声波探测器 111 的平移矢量来获得在排列有直到最近的上一帧为止的超声波图像的三维虚拟空间中当前帧的超声波图像的绘制位置。

[0216] 例如, 简化显示图像生成单元 257 基于超声波探测器 111 的角度和平移矢量来获得在最近的上一帧和当前帧的超声波图像之间绘制位置的相对变化量。然后, 简化显示图像生成单元 257 基于所获得的变化量来获得显示区中当前帧的超声波图像的绘制位置。

[0217] 在步骤 S59 中, 简化显示图像生成单元 257 生成简化显示图像组。即, 简化显示图像生成单元 257 通过将当前帧的超声波图像对应的简化显示图像排列在所获得的绘制位置处且将简化显示图像与到当前帧为止的简化显示图像合成来生成简化显示图像组。

[0218] 此后, 简化显示图像组生成处理结束。

[0219] 在如上所述的图 13 的步骤 S15 至 S17 以及图 14 和图 15 中, 已经描述了生成、存储和显示简化显示图像组的实例。然而, 来自探测器状态检测单元 254 的信息也供应给截面图像生成单元 255。因此, 可以生成截面图像, 而不是简化显示图像组。

[0220] 在截面图像的情况下, 截面图像生成单元 255 可通过使用以三维方式排列在显示区中的超声波图像进行体积插值来生成截面图像(三维体积数据)。

[0221] 在以上描述中, 已经描述了使用超声波图像生成简化显示图像组的实例, 但是生成简化显示图像组的方法并不限于此。例如, 如上所述通过使用以三维方式排列在显示区中的超声波图像进行体积插值来生成截面图像(三维体积数据), 然后可生成简化显示图像组。以此方式, 可以从任意截面浏览简化显示图像组。

[0222] 生成简化显示图像组和截面图像两者, 然后两个图像可排列并显示在屏幕上。

[0223] 当这些获得的连续超声波图像存储于作为场景存储器的记录装置 214a 中时, 存储器中的位置对应于角度。因此, 可以在使用滑块(slider)在存储器中移动的同时搜索用户想要观看的方向的超声波图像。在此情况下, 例如, 下文描述的简化显示图像组优选作为索引显示。

[0224] 在以上描述中, 已经描述在摄影超声波图像的同时实时生成和显示截面图像的实例。然而, 可以首先摄影所有超声波图像, 然后生成和显示截面图像。

[0225] 超声波图像的摄影和传感器信息的获取可以同步或不同步。当超声波图像的摄影和传感器信息的获取不同步时, 优选记录摄影超声波图像的时间以及获取传感器信息的时间, 从而随后可识别对应关系。

[0226] 设置于上述超声波探测器 111 上的传感器类型仅为其实例。必要时, 可增加传感器类型, 或者可以使用不同类型的传感器。

[0227] 在本公开中, 例如, 可以通过只使用传感器信息而无需使用超声波图像信息, 从超声波图像生成简化显示图像组。

[0228] 第三实施方式

[0229] 简化显示图像组的实例

[0230] 图 16A 和图 16B 示出在上述图 13 的步骤 S17 中显示的简化显示图像组的实例。图 16A 示出在显示器 214 上显示的简化显示图像组 271。图 16B 为示出当从顶部观看时表示简化显示图像组 271 的排列的排列图像 272 的图,即,当从顶部观看时作为图 16A 简化显示图像组的源的超声波图像排列在显示区中的图。排列图像 272 也可利用简化显示图像组 271 来显示。

[0231] 简化显示图像组 271 由与多个超声波图像对应的多个简化显示图像 281 构成。在图 16A 和图 16B 的实例中,简化显示图像组 271 由 12 张简化显示图像 281 构成,但构成张数并不限于 12。

[0232] 多个简化显示图像 281 以三维方式歪曲以显示为使得多个简化显示图像 281 环绕表示诊断目标物体的圆圈 282。

[0233] 基于由超声波探测器 111 的角度传感器 241 检测的角度信息来获得简化显示图像 281 的位置。即,通过与超声波探测器 111 的旋转操作(从角度传感器 241 获得的角度)联锁(在其联锁位置处),生成和显示多个简化显示图像 281。

[0234] 图 17 为示出超声波探测器 111 的旋转操作和简化显示图像组 271 的联锁的图。

[0235] 在图 17 实例中,示出构成简化显示图像组 271 的简化显示图像 281a 至 281l。本文中,箭头 P1 至 P5 表示超声波探测器 111 的旋转操作,以及简化显示图像 281a 至 281l 中的阴影图像表示通过与超声波探测器 111 的旋转操作联锁而生成和显示的图像。在图 17 实例中,虽然图像只为阴影,但是实际上,当简化显示图像 281a 至 281l 显示时,所生成的预览图像被显示。

[0236] 首先,待摄影人使超声波探测器 111 执行到由箭头 P1 表示的位置为止的旋转操作。因此,与旋转操作联锁,在与旋转操作联锁的每个位置处生成和显示简化显示图像 281a 和 281b。然后,待摄影人使超声波探测器 111 执行到由箭头 P2 表示的位置为止的旋转操作。因此,与旋转操作联锁,在与旋转操作联锁的每个位置处生成和显示简化显示图像 281c 和 281d。

[0237] 待摄影人使超声波探测器 111 执行到由箭头 P3 表示的位置为止的旋转操作。因此,与旋转操作联锁,在与旋转操作联锁的每个位置处生成和显示简化显示图像 281e 至 281g。然后,待摄影人使超声波探测器 111 执行到由箭头 P4 表示的位置为止的旋转操作。因此,与旋转操作联锁,在与旋转操作联锁的每个位置处生成和显示简化显示图像 281h 至 281j。

[0238] 然后,最后,待摄影人使超声波探测器 111 执行到由箭头 P5 表示的位置为止的旋转操作。因此,与旋转操作联锁,在与旋转操作联锁的每个位置处生成和显示简化显示图像 281k 和 281l。

[0239] 以此方式,通过与超声波探测器 111 的旋转操作联锁,生成和显示构成简化显示图像组 271 的简化显示图像 281a 至 281l。

[0240] 在图 17 实例中,没有阴影的图像(即,还未生成的图像)也显示,但没有阴影的图像可不显示,也可预先显示。

[0241] 返回图 16 和图 16B,在简化显示图像 281 之间的间隙(由位于简化显示图像 281 之间角度 θ 表示)可预先设定,但也可与超声波探测器 111 的旋转操作联锁。例如,当角速度(其为从超声波探测器 111 的角度传感器 241 检测出的角度变化量)小时,简化显示图像

281 之间的间隙可设定为较窄。当角速度大时,简化显示图像 281 之间的间隙可设定为较宽。角速度信息可从超声波探测器 111 的角度传感器 241 检测的角度信息以及时间信息获得,或者可从角速度传感器 242 获得。

[0242] 就像参考图 18 的描述那样,例如,在由箭头 H 表示的范围中,角速度小,即,超声波探测器 111 缓慢地进行旋转操作。在此情况下,在由箭头 H 表示的范围中,如由简化显示图像 281 之间角度 $\theta 1$ 表示那样,生成(显示)简化显示图像 281 的间隔变窄。

[0243] 另一方面,在由箭头 L 表示的范围中,角速度大,即,超声波探测器 111 快速地进行旋转操作。在此情况下,在由箭头 L 表示的范围中,如由简化显示图像 281 之间角度 $\theta 2$ 表示那样,生成(显示)简化显示图像 281 的间隔变宽。

[0244] 以此方式,根据简化显示图像 281 之间的间隙,可了解该位置为待摄影对象的关注位置或者其非关注位置。尤其是,当简化显示图像 281 的间隔窄(角速度小)时,待摄影对象关注简化显示图像 281 的间隔窄的部分,因此所述部分被认为重要位置。

[0245] 在图 18 实例中,已经描述根据超声波探测器 111 的旋转操作(角速度)改变简化显示图像间隙的实例,但是也可根据超声波探测器 111 的获取操作(角速度)改变简化显示图像大小。

[0246] 例如,在箭头 H 中示出的角速度较小的范围中的简化显示图像 281 可显示为较大。另一方面,在箭头 L 中示出的角速度较大的范围中的简化显示图像 281 可显示为较小。

[0247] 简化显示图像 281 环绕的圆圈 282 大小与诊断目标大小(即,关节等的圆周长度)联锁地显示。

[0248] 通过如上所述地显示图像,可以容易且直观地检查诊断目标位置。

[0249] 在图 16A 至图 18 实例中,只显示简化显示图像组。然而,例如,与诊断目标对应的图像与简化显示图像组可以重叠方式显示。即,在图 19 实例中,与诊断目标对应的图像(例如,手指图像)显示在图 16A 和图 16B 所示圆圈 282 的位置处,然后简化显示图像组 271 重叠在所述图像上以显示。正如以上显示,可以更直观地确认诊断目标位置。

[0250] 例如,当选择一个简化显示图像 281 时,从记录装置 213a 读取与选定简化显示图像 281 对应的超声波图像并显示在同一屏幕上。在此情况下,从记录装置 213b 进一步读取关于与选定简化显示图像 281 对应的超声波图像的信息并可同时显示。

[0251] 以此方式,可以以与在上一记录时浏览所使用的角度相同的角度进行后续观察。

[0252] 在图 16A 和图 16B 的实例中,如图 16B 的排列图像 272 所示那样,示出在手指关节等的截面为大体上圆形的情况下的诊断目标物体。

[0253] 例如,肘部、手腕等的截面变为椭圆形,如图 20 的排列图像 291 所示。在此情况下,除超声波探测器的角度传感器 241 检测出的角度外,还基于移动量传感器 121 检测出的移动量,生成简化显示图像组和截面图像。

[0254] 即,除完全圆形形状外,还可以重建匹配人体结构的精确形状(例如,椭圆形形状)。

[0255] 在上述超声波探测器 111 中,已经描述使用角度传感器 241 和移动量传感器 121 生成简化显示图像组的实例。然而,虽然精度下降一点,但是可使用角速度传感器 242 取代角度传感器 241。此外,可以通过使用接下来描述的超声波探测器而不使用移动量传感器 121 来获得移动量。

[0256] 第四实施方式

[0257] 超声波探测器的另一个构成例

[0258] 图 21 为示出根据本公开的探测器的构成例的图。

[0259] 图 21 所示的超声波探测器 301 被构成为包括 A 阵列振子(array oscillator) 311、B 阵列振子 312 和 C 阵列振子 313。在图 21 实例中,只示出构成超声波探测器 301 的阵列振子,但是这些阵列振子一般设置在诸如上述图 1A 至图 1C 的超声波探测器 11 的外壳内。

[0260] A 阵列振子 311 为例如与图 1A 至图 1C 的探测器 21 具有的振子基本上相同的一维阵列振子。B 阵列振子 312 和 C 阵列振子 313 连接至 A 阵列振子 311 短边的两端(图中左端和右端),使得 A 阵列振子 311 的每个振子的排列方向与 B 阵列振子 312 和 C 阵列振子 313 的每个振子的排列方向正交。

[0261] 即,A 阵列振子 311 的每个振子以与在图 1A 至图 1C 的探测器中的振子等相似的方式沿着超声波探测器 301 的长边 301L 排列。另一方面,B 阵列振子 312 和 C 阵列振子 313 的每个振子沿着超声波探测器 301 的短边 301S 排列。

[0262] 以此方式,B 阵列振子 312 和 C 阵列振子 313 被排列为在超声波探测器 301 旋转的切线方向上取向。因此,可以容易地进行下文描述的运动检测和旋转检测。

[0263] 这里,超声波探测器 301 的长边 301L 的长度为包括(B 阵列振子 312 的各个振子的长边长度)+(A 阵列振子 311 的排列方向长度)+(C 阵列振子 313 的各个振子的长边长度)的长度。超声波探测器 301 的短边 301S 的长度为包括(A 阵列振子 311 的各个振子的长边长度)和(B 阵列振子 312 和 C 阵列振子 313 的排列方向长度)的长度。

[0264] B 阵列振子 312 和 C 阵列振子 313 的排列方向长度短于 A 阵列振子 311 的排列方向长度。构成每个阵列振子的振子形状通常认为是相同的。即,排列在 B 阵列振子 312 和 C 阵列振子 313 中的振子数目(n)少于排列在 A 阵列振子 311 中的振子数目(m)。

[0265] 如上所述,B 阵列振子 312 和 C 阵列振子 313 只在排列数目以及振子排列在超声波探测器 301 中的方向中不同于 A 阵列振子 311。其其它构成通常与 A 阵列振子 311 相同。

[0266] 在图 21 的实例中,示出排列在 B 阵列振子 312 和 C 阵列振子 313 中振子的每个数目为相同数目 n 的情况。然而,只要 B 阵列振子 312 和 C 阵列振子 313 中的振子数目少于 A 阵列振子 311 的振子数目,排列在 B 阵列振子 312 和 C 阵列振子 313 中振子的每个数目就可以彼此不同。

[0267] 构成超声波探测器 301 的振子的物理构成或者特性(诸如类型、物理性质或者填充物)没有限制。

[0268] 在如上所述构成的超声波探测器 301 中,如图 22 所示,可以在三个扫描面上重建图像。

[0269] 阵列振子的图像面实例

[0270] 图 22 为示出每个阵列振子的图像面的图。

[0271] 在图 22 的实例中,图中,右方向为 x 轴正向,上方向为 z 轴正向,以及左下前方向为 y 轴正向。A 平面 321、B 平面 322 和 C 平面 323 示出为垂直于 zx 平面,zx 平面由在沿着超声波探测器 301 的长边 301L 的方向上(阵列振子 311 的排列方向)x 轴和在沿着超声波探测器 301 的短边 301S 的方向上(B 阵列振子 312 和 C 阵列振子 313 的排列方向)z 轴形成。

[0272] 即,A 平面 321 设置于排列在 A 阵列振子 311 中的振子长边中心处。A 平面 321 为与 xy 平面平行的扫描面以及在与 zx 平面垂直的扫描面中重建的图像面。

[0273] B 平面 322 设置于排列在 B 阵列振子 312 中的振子长边中心处。B 平面 322 为与 yz 平面平行的扫描面以及在与 zx 平面垂直的扫描面中重建的图像面。

[0274] C 平面 323 设置于排列在 C 阵列振子 313 中的振子长边中心处。C 平面 323 为与 yz 平面平行的扫描面以及在与 xz 平面垂直的扫描面中重建的图像面。

[0275] 即,B 平面 322 和 C 平面 323 为彼此平行的平面以及与 A 平面 321 分别垂直的平面。

[0276] 如上所述,在超声波探测器 301 中,A 阵列振子 311、B 阵列振子 312 和 C 阵列振子 313 被设置为使得 B 平面 322 和 C 平面 323 为彼此平行的平面以及与 A 平面 321 分别垂直的平面。

[0277] 下文中,构成为具有如上所述三个扫描面的超声波探测器 301 也称为三平面探测器。

[0278] 探测器中的声透镜

[0279] 图 23 示出与超声波探测器 301 中 A 阵列振子 311 的待摄影对象接触的侧的内部结构。在图 23 的实例中,图中,上方向为 y 轴正向以及超声波探测器 301 与待摄影对象接触的侧。图中,右方向为 x 轴正向,左 45 度方向为 z 轴正向。

[0280] 在图 23 所示 A 阵列振子 311 的上侧中,即,与待摄影对象接触的侧,层叠有声匹配层 351。声透镜 352 层叠在声匹配层 351 上。封装材料 353 设置于 A 阵列振子 311 下。即,A 阵列振子 311 层叠在封装材料 353 上。

[0281] 声透镜 352 为透镜形状,使得光沿着超声波探测器 301 的短边 301S 聚集。根据这个形状,在沿着超声波探测器 301 的短边 301S 的方向(z 轴方向)上的波束聚焦在 A 阵列振子 311 中实现。在超声波探测器 301 中,声透镜也形成到设置于 A 阵列振子 311 的左端和右端上的 B 阵列振子 312 和 C 阵列振子 313 (虚线)上,以实际上在 x 轴正方向和负方向上延伸此透镜形状。

[0282] 例如,在图 23 所示超声波探测器 301 的短边 301S 中心,在切成图中垂直方向(xy 平面)的截面的声透镜 352 形状以如图 24 所示扁平矩形形状表示。

[0283] 据此,在 A 阵列振子 311 的 X 轴方向上形成的波束中,从 A 阵列振子 311 释放的合成波阵面 361A 作为图 24 所示合成波阵面 361B 从声透镜 351 输出,而其形状未改变。因此,在此情况下,可以忽略声透镜 352 的影响。

[0284] 另一方面,例如,在图 24 所示超声波探测器 301 的长边 301L 的任何位置处,在切成图中垂直方向(yz 平面)的截面中的声透镜 352 形状为如图 25 所示的透镜形状。据此,在 B 阵列振子 312 和 C 阵列振子 313 的 z 轴方向上形成的波束中,从 B 阵列振子 312 和 C 阵列振子 313 释放的合成波阵面 363A 以与图 25 所示合成波阵面 363B 相似的方式影响声透镜 352。即,由于声透镜 352 的透镜影响,合成波阵面 363B 使 R 改变为紧(tight),因此,在图 24 合成波阵面 361B 的情况下,焦点 364 聚焦在比焦点 362 更近的位置处。

[0285] 因此,当执行从 B 阵列振子 312 和 C 阵列振子 313 的波束发送时,考虑声透镜 352 的影响,有必要执行波束形成的延迟量计算等。即使如此,在波束形成的延迟量计算中,只需要添加其差值,这不会导致实际延迟量计算的处理量变大或者处理速度降低。

[0286] 如上所述构成的超声波探测器 301 设置于例如以上参考图 12 描述的图像处理系统 201 中,而不是超声波探测器 111。在此情况下,例如,来自超声波探测器 301 的超声波信号由超声波接收单元 232 接收,且除超声波图像生成单元 252 外还供应给传感器信息获取单元 253。超声波探测器 301 的移动量计算处理由传感器信息获取单元 253 如下执行。

[0287] 探测器移动量计算处理实例

[0288] 如果考虑通常平面上的坐标变换,那么有平行位移(x 方向和 y 方向)、缩放、和旋转(围绕作为中心的 y 轴)的自由度。如果在人体的体表上移动的超声波探测器 301 的接触表面以及人体的体表被视为平面,那么没有必要考虑缩放。因此,实际上,优选只知道平行位移(x 方向和 y 方向)和旋转(围绕作为中心的 y 轴)。

[0289] 当计算平行位移参数时,可能有必要知道点运动(Δx 和 Δz)中的至少一个。当计算旋转角度时,有必要知道点运动中的至少两个。如上所述,在日本未经审查专利申请公开号 2010-227603 中描述基于两个正交平面的检测方法中,仅可以获得一个对应点的移动量。

[0290] 另一方面,在超声波探测器 301 中,如图 26 所示,A 平面 321、B 平面 322 和 C 平面 323 被设置为使得两个交点(交点 AB 和交点 AC)形成于体表上。

[0291] 图 26 示出当从 y 轴方向观看时图 22 的 A 平面 321、B 平面 322 和 C 平面 323 的设置实例。在图 26 实例中,B 平面 322 和 C 平面 323 与 A 平面 321 正交设置,使得 A 平面 321 和 B 平面 322 的交点 AB 以及 A 平面 321 和 C 平面 323 的交点 AC 形成于 zx 平面上。

[0292] 因此,从超声波探测器 301 接收超声波信号的传感器信息获取单元 253 可计算 zx 平面上交点 AB 和交点 AC 的移动量。据此,可以计算围绕 y 轴中心的旋转角度。

[0293] 在图 26 的实例中,优选地,示出 A 平面 321、B 平面 322 和 C 平面 323 相互正交的实例。然而,没有必要为相互正交,A 平面 321、B 平面 322 和 C 平面 323 可相互相交(只要相互不平行)。虽然 B 平面 322 和 C 平面 323 相互平行,但是可相互不平行。

[0294] 传感器信息获取单元 253 使用通过每个扫描面重建的图像(也称为 B 模式图像)估计超声波探测器 301 的移动量。超声波探测器 301 的移动量的估计方法与图像运动检测方法大体上相同。即,在分别在某个时刻 t 和下一帧 $t + \Delta t$ 处重建的图像之间,使用诸如特征点匹配或者块匹配的方法来计算在整个图像面的图像面上交点 AB 和交点 AC 的移动量。

[0295] 超声波图像通过超声波探测器 301 的物理特征量(振子间距、开口大小等)、超声波的物理特征量(频率、声速等)以及接收后的信号处理(AD 转换频率等)来定义。因此,可以容易地将图像上移动量(像素数目)转换为身体实际移动量(距离单位,诸如 mm)。

[0296] 重建图像在 A 平面 321 的情况下变为 xy 平面,在 B 平面 322 和 C 平面 323 的情况下变为 yz 平面。然而,在获得的移动量中,y 方向上的移动量未在以下坐标变换参数计算中使用。即,相应地, (x_t, z_{bt}) 和 $(x_{t+\Delta t}, z_{bt+\Delta t})$ 被获得作为图 26 所示的交点 AB, (x_t, z_{ct}) 和 $(x_{t+\Delta t}, z_{ct+\Delta t})$ 被获得作为图 26 所示的交点 AC。

[0297] 这个关系变成 Helmert 变换方程以便展开。据此,可以获得超声波探测器 301 的移动量(x_0 和 z_0)以及旋转角度 θ 。Helmert 变换方程表达为以下方程(1)。

[0298] $x' = x \cos \theta + z \sin \theta + x_0$

[0299] $z' = x \sin \theta + z \cos \theta + z_0 \dots (1)$

[0300] 上述移动量计算方法可适用于由以如图 27 所示二维方式排列的振子形成二维阵

列探测器的情况。图 27 所示的每个网格表示振子。

[0301] 当移动量计算方法适用于二维阵列探测器时, 以与根据本公开具有三个扫描平面的超声波探测器 301 相似的方式, 可使用 A 平面 321、B 平面 322 和 C 平面 323 分别排列的方法, 或者在 B 平面 322 和 C 平面 323 之间可添加由虚线表示的 D 平面 371。

[0302] 优选 B 平面 322、C 平面 323 和 D 平面 371 分别与 A 平面 321 和 xz 平面正交。然而, 只要与 A 平面 321 不平行, 上述移动量计算方法就可适用。在图 27 实例中, 在 B 平面 322、C 平面 323 和 D 平面 371 之间的位置关系仅为实例, 不一定必须与图 27 实例相同。例如, B 平面 322 和 C 平面 323 优选为位于检测范围两端处, 但这并不是必需的。

[0303] 如上所述, 通过使用超声波探测器 301 和传感器信息获取单元 253 对超声波探测器 301 的信号处理方法, 可以计算超声波探测器 301 的运动(移动参数)。因此, 在此情况下, 没有必要设置图 12 的移动量传感器 121。

[0304] 在上述说明中, 已经描述重建图像且此后通过图像匹配获得移动量的方法。然而, 也可使用在重建图像之前的 RF 信号阶段通过 RF 信号的信号处理获得移动量、然后基于所获得的移动量计算超声波探测器 301 的移动量(在此情况下, 相位变化量)的方法。

[0305] 因为超声波探测器 301 如上所述构成, 所以可以计算移动量, 从而以良好精度检测超声波探测器 301 的运动。因此, 可以提高诸如位置提示或者全景的应用的精度。

[0306] 即, 精确了解探测器位置信息的主要目的之一是通过切换图像作出全景(宽视角)或者体积数据。

[0307] 在使用一维探测器的现有技术方法中, 可以增加相对于长轴方向(x 方向)上移动的切换图像的精度, 但是很难扩展到短轴方向(z 方向)。用于创建体积数据的探测器接触表面向轴倾斜的方法已经广泛使用。然而, 此时, 角度是固定的(有在若干秒内以某个程度进行振荡的指令), 或者使用附接到角度传感器的特殊系统。

[0308] 在使用角度传感器的方法中, 可以在某个程度上精确执行体积再现。然而, 因为探测器的接触表面不移动, 所以不可能创建接近表面皮肤的体积。

[0309] 据此, 通过使用超声波探测器 301, 可以以良好精度检测探测器运动。因此, 通过切换图像可以更精确地作出全景(宽视角)或者体积数据。

[0310] 根据本公开的超声波探测器也可适用于以下图像处理系统。虽然可使用具有上述构成的任何超声波探测器, 但是, 作为实例, 将通过使用图 8A 至图 8C 的超声波探测器 111 进行描述。

[0311] 第五实施方式

[0312] 图像处理系统的构成例

[0313] 图 28 为示出根据本公开的图像处理系统 401 的构成例的框图。

[0314] 图 28 所示的图像处理系统 401 为使用超声波拍摄待摄影对象的内部图像(即, 超声波图像)以显示拍摄图像的装置。例如, 用于医疗目的, 图像处理系统 401 被用于对患者身体内部、胎儿等摄影, 或者用于工业目的, 被用于对产品内部截面等摄影。

[0315] 图像处理系统 401 被构成为包括探测器单元 411 和接收显示装置 412。例如, 探测器单元 411 和接收显示装置 412 通过无线通信进行数据发送和接收。只要对于发送和接收数据保证足够带宽, 无线通信类型就没有特定限制。通信方法并不限于无线通信, 也可有线通信。

[0316] 例如,探测器单元 411 被构成为包括图 8A 至图 8C 的超声波探测器 111 以及信号处理模块 422。超声波探测器 111 为压到待摄影对象的皮肤等上的部分。超声波探测器 111 内部被构成为包括称为超声波换能器的多个振子 421。例如,超声波探测器 111 被构成为包括 64ch 或者 128ch 振子 421。包括在超声波探测器 111 中的振子 421 的数目没有限制。

[0317] 振子 421 基于来自信号处理模块 422 的信号将超声波波束发送到待摄影对象(下文中也称为发射波)。振子 421 从待摄影对象接收反射波(下文中也称为接收波),并将接收信号供应给信号处理模块 422。

[0318] 信号处理模块 422 为处理来自振子 421 的信号或者到振子 421 的信号的模块。信号处理模块 422 被构成为包括转换器 431、前端信号处理单元 432 和无线 IF (接口) 433。

[0319] 转换器 431 被构成为包括下文描述的图 29 的 AD (模拟 / 数字) 转换器 462 和下文描述的图 30 的 DA (数字 / 模拟) 转换器 482。转换器 431 将来自振子 421 的反射波转换为数字数据,并将转换的数字数据供应给前端信号处理单元 432。转换器 431 将来自前端信号处理单元 432 的数字数据转换为模拟信号,并将转换的模拟信号供应给振子 421。

[0320] 前端信号处理单元 432 相对于来自转换器 431 的数字数据进行信号处理,例如波束形成处理、信号压缩处理和误差校正处理,并将处理后的数据供应给无线 IF433。前端信号处理单元 432 生成作为由振子 421 发射的发射波源的数字数据,并将所生成数字数据供应给转换器 431。

[0321] 无线 IF433 经由无线通信将从前端信号处理单元 432 生成的数据发送到接收显示装置 412。

[0322] 接收显示装置 412 被构成为包括无线 IF441、后端信号处理单元 442 和显示单元 443。

[0323] 无线 IF441 从探测器单元 411 接收数据,然后将接收数据供应给后端信号处理单元 442。

[0324] 后端信号处理单元 442 对从无线 IF441 发送的压缩数据进行解码。后端信号处理单元 442 基于解码数据生成超声波图像,所述超声波图像示出待摄影对象内部。后端信号处理单元 442 将所生成超声波图像供应给显示单元 443。

[0325] 显示单元 443 显示由后端信号处理单元 442 生成的超声波图像。

[0326] 在图 28 实例中,仅仅举例探测器单元 411 的构成,省略了与本公开关系不大的处理单元、机械部件等的描述。

[0327] 在接收侧处理情况下探测器单元的构成例

[0328] 图 29 为示出在进行超声波接收侧处理的情况下探测器单元构成例的图。

[0329] 在图 29 的实例中,探测器单元 411 被构成为包括振子 421、信号处理模块 422、包括在超声波探测器 111 中的角度传感器 241 和移动量传感器 121、输入单元 451、控制单元 453 和电池单元 454。

[0330] 在进行超声波接收侧处理的情况下,信号处理模块 422 被构成为包括切换单元 461、AD 转换器 462、信号处理单元 463、信号压缩单元 464 和发送单元 465。在图 29 的信号处理模块 422 中,信号处理单元 463、信号压缩单元 464 和发送单元 465 对应于图 28 的前端信号处理单元 432。

[0331] 振子 421 从待摄影对象接收反射波,然后将接收信号供应给信号处理模块 422 的

切换单元 461。

[0332] 切换单元 461 在控制单元 453 的控制下在由振子 421 的每个振子接收的信号中选择读取哪个信号。振子 421 被构成为包括例如 128ch 振子。其中,例如,当读取 32ch 信号时,切换单元 461 在 128ch 振子中选择读出 32ch 信号中哪个信号。切换单元 461 读取选定信号,然后将读取信号供应给 AD 转换器 462。

[0333] AD 转换器 462 在控制单元 453 的控制下对从切换单元 461 供应的信号进行 AD 转换。AD 转换器 462 将 AD 转换的数字数据供应给信号处理单元 463。

[0334] 信号处理单元 463 在控制单元 453 的控制下对从 AD 转换器 462 供应的数字数据进行波束形成处理。需要时,信号处理单元 463 对波束形成后的数据(下文中也称为 RF 数据)也进行诸如图像增强或者降噪的信号处理。信号处理单元 463 将处理数据供应给信号压缩单元 464。

[0335] 信号压缩单元 464 在控制单元 453 的控制下以预定压缩格式压缩从信号处理单元 463 供应的数字数据。信号压缩单元 464 将压缩数据供应给发送单元 465。压缩格式没有限制。

[0336] 发送单元 465 在控制单元 453 的控制下对从信号压缩单元 464 供应的数据添加用于发送错误补偿的冗长纠错码等。然后,发送单元 465 经由图 28 的无线 IF433 将数据发送到接收显示装置 412。发送单元 465 重新发送待发送数据以补偿发送错误。

[0337] 如上所述,角度传感器 241 和移动量传感器 121 设置于超声波探测器 111 内。角度传感器 241 检测由用户进行的超声波探测器 111 的旋转操作,并将作为表示运动特征的信息的运动参数供应给控制单元 453,所述运动特征为检测到的超声波探测器 111 旋转角度。移动量传感器 121 检测由用户进行的超声波探测器 111 的移动量,并将作为表示运动特征的信息的运动参数供应给控制单元 453,所述运动特征为检测到的超声波探测器 111 移动量。

[0338] 输入单元 451 将与用户操作对应的指令信号等输入到控制单元 453。

[0339] 控制单元 453 根据由角度传感器 241 和移动量传感器 121 检测的信息来控制构成信号处理模块 422 的每个单元的操作。因此,可以抑制蓄积在电池单元 454 中的电力的消耗或者所得图像的质量的改变。

[0340] 例如,控制单元 453 控制切换单元 461,并改变用于接收的振子 421 数目。为了增加接收信号的 SN,一般使用来自多个振子 421 的信息。例如,可减少用于接收的振子 421 的信道数目,因此,可以减少在后续阶段的信号处理单元 463 中的运算处理量。因此,可以减少功耗。

[0341] 控制单元 453 控制例如 AD 转换器 462,当各个信道的所接收的模拟信号转换为数字数据时,改变采样频率或者数字数据的位长。

[0342] 图像处理系统 401 可在用于医疗目的图像诊断支持系统 CAD(计算机辅助诊断)中使用。当采样频率高时,所获得信号的信息量增加,因此可以以更高精度进行波束形成。因此,图像质量得到改良。因此,采样频率高使得 CAD 诊断能力提高。

[0343] 然而,AD 转换频率高导致数据增大,因此这也影响后续信号处理量。图像处理系统 401 不用于 CAD 中的情况下,即,在一般诊断等情况下,没有必要比良好图像质量更高。因此,当在一般诊断等时降低采样频率时,可以减少 AD 转换器 462 本身的功耗,以及减少信号

处理中运算处理量。因此,可以减少功耗。在 AD 转换器 462 中,通过缩短数字数据的位长,可获得与降低采样频率情况相同的效果。

[0344] 例如,在腹部或者胸部上,当超声波探测器 111 的位置靠近用户想要查看详细信息的点时,用户往往在窄范围内逐渐且慢慢地移动探测器单元 411。即,当超声波探测器 111 的运动小时,其速度缓慢,或者其移动量小,很可能超声波探测器 111 的位置靠近用户想要查看详细信息的点。据此,在此情况下,图像质量优选为尽可能高。

[0345] 另一方面,当在宽范围内搜索用户想要查看详细信息的点时,用户往往在宽范围内广泛且快速地移动探测器单元 411。即,当超声波探测器 111 的运动宽时,其速度快,或者其移动量大,用户在搜索用户想要查看详细信息的点的可能性高。据此,在此情况下,图像质量可低于上述情况。

[0346] 除腹部或者胸部外,上述情况还可适用于关节部位。因此,在关节周围,超声波探测器 111 缓慢旋转的地方为用户想要仔细观察的地方。据此,角度传感器 241 的角度变化(即,角速度)慢,控制单元 453 将采样频率控制为高,使得在该处超声波图像的图像质量变高。另一方面,在关节周围,超声波探测器 111 快速旋转的地方为用户想要迅速观察的地方。据此,角度传感器 241 的角度变化(即,角速度)快,控制单元 453 将采样频率控制为低,这是因为在该处超声波图像的图像质量可以不用那么高。

[0347] 控制单元 453 控制例如信号处理单元 463 以改变在进行波束形成时的参数中的与功率有关的参数,例如接收焦点数目或 RF 数据的采样频率。

[0348] 通过减少接收焦点数目或者降低 RF 数据采样频率,可以减少它们自身处理并减少后续阶段的数据量。因此,可以减少功耗。

[0349] 信号处理单元 463 中诸如图像增强或者降噪的信号处理开/关、算法复杂性控制等对功率有影响。控制单元 453 可控制上述因素。

[0350] 控制单元 453 控制例如信号压缩单元 464 以改变压缩率。通过将数据压缩率设定为高,减少从探测器单元 411 到接收显示装置 412 的发送数据量。因此,可以抑制发送功率。

[0351] 控制单元 453 控制例如发送单元 465 以改变添加的纠错码的强度或者存在性。通过降低纠错强度或者不使用纠错功能本身,可以减少发送所需的电量。对于发送单元 465,与接收显示装置 412 协作生成的数据的重新发送请求的接受改变为拒绝使得减少上述电量。

[0352] 电池单元 454 由可充电电池等形成并将电力供应给探测器单元 411 的每个单元。

[0353] 在发送侧处理情况下的探测器单元构成例

[0354] 图 30 为示出在进行超声波发送侧处理情况下的探测器单元构成例的图。

[0355] 在图 30 的实例中,以与图 29 的探测器单元 411 相似的方式,探测器单元 411 被构成为包括振子 421、信号处理模块 422、角度传感器 241、移动量传感器 121、输入单元 451、控制单元 453 和电池单元 454。利用对应参考数字表示对应单元,且适当省略对应单元的重复说明。

[0356] 在进行超声波发送侧处理情况下的信号处理模块 422 不同于图 29 的信号处理模块 422,且被构成为包括切换单元 481、DA 转换器 482 和信号处理单元 483。图 30 的信号处理模块 422 的信号处理单元 483 对应于图 28 的前端信号处理单元 432。

[0357] 切换单元 481 基于来自 DA 转换器 482 的模拟信号来选择振子 421。即,切换单元

481 在构成振子 421 的多个振子中选择待操作振子组合。切换单元 481 通过连接选定振子 421 并发送信号来振荡选定振子 421。据此,超声波波束从振子 421 发送到待摄影对象。

[0358] DA 转换器 482 将从信号处理单元 483 供应的数字数据转换为模拟信号以将转换信号供应给切换单元 481。

[0359] 信号处理单元 483 生成作为超声波波束源的数字数据,振子 421 将超声波波束发送到待摄影对象。信号处理单元 483 将所生成数字数据供应给 DA 转换器 482。

[0360] 在图 30 的实例中,控制单元 453 根据由角度传感器 241 和移动量传感器 121 检测的信息来控制构成信号处理模块 422 的每个单元的操作。因此,可以抑制积蓄在电池单元 454 中的电力的消耗或者所获图像的质量的改变。

[0361] 然而,与在图 29 接收侧处理的情况下不同,在图 30 发送侧处理的情况下,切换单元 481、DA 转换器 482 和信号处理单元 483 基本上相互协作。

[0362] 由信号处理单元 483 生成的数字数据唯一地确定通过 DA 转换器 482 的数字数据位长、采样频率以及行数(待操作振子数目),并确定与切换单元 481 连接的(由切换单元 481 振荡的)振子 421 组合。

[0363] 换言之,信号处理单元 483 唯一确定通过 DA 转换器 482 的数字数据位长、采样频率、行数以及与切换单元 481 连接的振子 421 组合,并通过使用所确定的参数的组合来生成数字数据。

[0364] 因此,在发送侧处理情况下,控制单元 453 控制信号处理单元 483,并改变通过 DA 转换器 482 的数字数据位长、采样频率、行数、与切换单元 481 连接的振子 421 组合等。

[0365] 在信号处理单元 483 中,通过将数字数据位长变为较短或者将采样频率变为较低,可以减少 DA 转换处理。通过减少行数,可以减少用于发送超声波的功率。

[0366] 另一方面,在信号处理单元 483 中,通过将数字数据位长变为较长并将采样频率变为较高,或者增加行数,可以提高获得的图像质量。

[0367] 控制单元 453 基于由输入单元 451 输入的分割数计算在对关节周围摄影时的摄影角度,当从角度传感器 241 检测出的角度变为计算的摄影角度时,进行超声波波束发送和接收以生成超声波图像。

[0368] 据此,因为不进行过度的超声波波束发送和接收,所以可以减少用于发送超声波的功率。

[0369] 如上所述,即使在超声波发送侧处理和超声波接收侧处理中,控制单元 453 控制构成信号处理模块 422 的每个信号处理单元。因此,可以抑制电池单元 454 的电池消耗或者提高超声波图像的图像质量。

[0370] 超声波接收处理流程

[0371] 接着,参考图 31 流程图,将描述探测器单元 411 的超声波接收处理。

[0372] 在步骤 S111 中,振子 421 从待摄影对象接收反射波。振子 421 将接收信号供应给信号处理模块 422 的切换单元 461。

[0373] 在步骤 S112 中,切换单元 461 选择信号。即,切换单元 461 在由振子 421 的每个振子接收的信号中选择读取哪个信号。此时,根据来自角度传感器 241 和移动量传感器 121 中至少一个的运动参数大小,接收振子数目由控制单元 453 控制。切换单元 461 读取选定信号,并将读取信号供应给 AD 转换器 462。

[0374] 在步骤 S113 中, AD 转换器 462 以预定采样速率对从切换单元 461 供应的信号进行 AD 转换。此时, 根据来自角度传感器 241 和移动量传感器 121 中至少一个的运动参数大小, AD (数字数据) 位长和 AD 采样速率由控制单元 453 控制。AD 转换器 462 将 AD 转换数字数据供应给信号处理单元 463。

[0375] 在步骤 S114 中, 信号处理单元 463 对从 AD 转换器 462 供应的数字数据进行波束形成处理。信号处理单元 463 在控制单元 453 的控制下对 RF 数据也进行诸如图像增强或者降噪的信号处理。

[0376] 此时, 根据来自角度传感器 241 和移动量传感器 121 中至少一个的运动参数的大小, 由控制单元 453 控制帧速率和分辨率。根据来自角度传感器 241 和移动量传感器 121 中至少一个的运动参数的大小, 控制单元 453 还控制诸如图像增强或者降噪的处理。信号处理单元 463 将处理数据供应给信号压缩单元 464。

[0377] 在步骤 S115 中, 信号压缩单元 464 以预定压缩格式压缩从信号处理单元 463 供应的数字数据。此时, 根据来自角度传感器 241 和移动量传感器 121 中至少一个的运动参数的大小, 控制单元 453 控制比特率。信号压缩单元 464 将压缩数据供应给发送单元 465。

[0378] 在步骤 S116 中, 发送单元 465 对从信号压缩单元 464 供应的数据进行添加用于发送错误补偿的冗长纠错码等, 并经由无线 IF433 将数据发送到接收显示装置 412。此时, 根据来自角度传感器 241 和移动量传感器 121 中至少一个的运动参数的大小, 添加纠错等由控制单元 453 控制。

[0379] 如上所述, 对接收的超声波进行了信号处理的数据经由无线通信从探测器单元 411 发送到接收显示装置 412。

[0380] 接收显示处理流程

[0381] 接着, 参考图 32 流程图, 将描述接收显示装置 412 的接收显示处理。

[0382] 在步骤 S121 中, 无线 IF441 接收在上述图 31 步骤 S116 中发送的数据。无线 IF441 将接收数据供应给后端信号处理单元 442。

[0383] 在步骤 S122 中, 后端信号处理单元 442 利用与信号压缩单元 464 的压缩对应的方法对来自无线 IF441 的压缩数据解码, 并生成示出待摄影对象内部的超声波图像。后端信号处理单元 442 将所生成超声波图像供应给显示单元 443。

[0384] 在步骤 S123 中, 显示单元 443 显示超声波图像。

[0385] 如上所述, 在接收显示装置 412 中, 显示与由探测器单元 411 使用超声波接收的数据对应的超声波图像。

[0386] 超声波发送处理流程

[0387] 接着, 参考图 33 流程图, 将描述探测器单元 411 的超声波发送处理。

[0388] 在步骤 S131 中, 信号处理单元 483 在控制单元 453 的控制下生成作为超声波波束源的数字数据, 振子 421 将超声波波束发送到待摄影对象。

[0389] 即, 信号处理单元 483 唯一确定通过 DA 转换器 482 的数字数据位长、采样频率、行数以及与切换单元 481 连接的振子 421 的组合, 并通过使用所确定的参数组合来生成数字数据。此时, 根据来自角度传感器 241 和移动量传感器 121 中至少一个的运动参数的大小, 每个处理参数由控制单元 453 控制。

[0390] 信号处理单元 483 将所生成数字数据供应给 DA 转换器 482。

[0391] 在步骤 S132 中, DA 转换器 482 进行 DA 转换。即, DA 转换器 482 将从信号处理单元 483 供应的数字数据转换为模拟信号以将转换信号供应给切换单元 481。

[0392] 在步骤 S133 中, 振子 421 将超声波波束发送到待摄影对象。即, 切换单元 481 基于从 DA 转换器 482 供应的模拟信号选择振子 421。切换单元 481 通过连接选定振子 421 并发送信号来使选定振子 421 振荡。据此, 超声波波束从振子 421 发送到待摄影对象。

[0393] 以此方式, 在探测器单元 411 中, 超声波波束发送到待摄影对象。

[0394] 如上所述, 使用由用户进行的探测器单元 411 (超声波探测器 111) 的运动来了解用户所需的超声波图像的图像质量。据此, 探测器单元 411 根据超声波探测器 111 的运动来控制信号处理模块 422 的每个单元的处理。尤其是, 当表示超声波探测器 111 运动的特性的运动参数较大时, 探测器单元 411 控制降低图像质量以降低信号处理性能。另一方面, 当表示超声波探测器 111 运动的特性的运动参数较小时, 探测器单元 411 控制以提高图像质量, 从而提高信号处理性能。

[0395] 因此, 当用户缓慢或者逐渐移动超声波探测器 111 时, 例如, 以使用探测器单元 411 更明确地观察超声波图像摄影的地方, 可以使提高图像质量优先于抑制功耗。

[0396] 另一方面, 当用户快速或者广泛地移动超声波探测器 111 时, 例如, 为了使用探测器单元 411 搜索身体上合适地方的点, 可以使抑制功耗优先于提高图像质量。在此情况下, 即使在探测器单元 411 被用于诊断的情况下, 可以抑制探测器单元 411 中电池单元 454 的功耗。因此, 电池单元 454 的电力可持久使用。

[0397] 关于上述探测器单元 411 的处理, 已经描述使用角度传感器 241 的实例。然而, 可使用角速度传感器取代角度传感器 241。

[0398] 摄影之前的处理流程

[0399] 参考图 34 流程图, 将描述探测器单元 411 中摄影之前的处理。

[0400] 例如, 当对关节周围摄影时, 用户通过输入单元 451 输入关节周围的分割数 (摄影数)。据此, 在步骤 S201 中输入单元 451 将分割数 N 输入到控制单元 453。

[0401] 在步骤 S202 中, 控制单元 453 将 n 设定为 0。在步骤 S203 中, 控制单元 453 通过以下方程 (2) 使用从输入单元 451 输入的分割数 N 来计算诊断目标关节的每个摄影角度。

[0402] $\theta_n = n \times 360 / N \dots (2)$

[0403] 在步骤 S204 中, 控制单元 453 将在步骤 S203 中获得的每个摄影角度 θ_n 存储于内置存储器等中。控制单元 453 在步骤 S205 中将 n 设定为 n+1, 并在步骤 S206 中判定是否 $n > N$ 。

[0404] 当在步骤 S206 中判定 n 不大于 N 时, 即, n 等于或者小于 N, 处理返回到步骤 S203, 并重复后续处理。

[0405] 当在步骤 S206 中判定 n 大于 N 时, 摄影之前的处理结束。

[0406] 摄影处理流程

[0407] 接着, 参考图 35 流程图, 将描述探测器单元 411 中的摄影处理。例如, 当通过图像处理系统 401 的输入单元 451 输入摄影开始命令时, 开始这些处理。

[0408] 在步骤 S231 中, 控制单元 453 将 n 设定为 0。在步骤 S232 中, 控制单元 453 获取存储于内置存储器中的摄影角度 θ 。摄影角度 θ 通过图 34 的摄影之前的处理而获得后存储, 或者预先设定为缺省值。

[0409] 在步骤 S233 中,控制单元 453 判定是否 $\theta \geq \theta_n$ 。当在步骤 S233 中判定 θ 小于 θ_n 时,处理返回到步骤 S232,并重复后续处理。

[0410] 当在步骤 S233 中判定 θ 等于或者大于 θ_n 时,处理前进到步骤 S234。

[0411] 在步骤 S234 中,控制单元 453 发送和接收超声波波束。即,控制单元 453 控制信号处理单元 483,以当由角度传感器 241 检测的角度信息变为在步骤 S232 中获取的摄影角度 θ 时,发送和接收超声波波束。据此,进行以上参考图 33 描述的超声波发送处理,进行以上参考图 32 描述的超声波接收处理,此外,进行以上参考图 32 描述的步骤 S121 接收显示处理。

[0412] 后端信号处理单元 442 在步骤 S235 中生成超声波图像,并在步骤 S236 中存储所生成的超声波图像。

[0413] 控制单元 453 在步骤 S237 中将 n 设定为 $n+1$,并在步骤 S238 中判定是否 $n > N$ 。

[0414] 当在步骤 S238 中判定 n 不大于 N 时,即, n 等于或者大于 N ,处理返回到步骤 S232,并重复后续处理。

[0415] 当在步骤 S238 中判定 n 大于 N 时,摄影之前的处理结束。

[0416] 如上所述,图像处理系统 401 根据角度信息来控制超声波波束发送定时。因此,不过度执行超声波波束发送和接收,于是可以减少用于发送超声波的功率。

[0417] 如上所述,本公开的超声波探测器只通过将夹具附接到现有探测器来实现。

[0418] 在本公开中,具有旋转轴的手柄以正交方式附接到探测器,所述旋转轴具有内置角度传感器。因此,可检测围绕待摄影柱状对象旋转的探测器的精确角度。

[0419] 在本公开中,因为引导件附接到探测器,所以可以通常从相对于待摄影对象的垂直方向进行超声波波束发送和接收,且容易围绕待摄影对象旋转探测器。

[0420] 在本公开中,因为球窝关节与旋转轴分开设置,所以可以改善操纵感觉。

[0421] 换言之,当超声波图像从大致柱状的人体关节周围摄影时,通过使用本公开,可以获取例如用于容易且精确创建三维结构(体积数据)的摄影角度和超声波图像的数据。据此,可以实现摄影角度以及精确的三维结构(体积数据)。因此,甚至在手术前后的差异观察、后续观察(follow-up observation)等中,也可以进行定量评估。

[0422] 本公开可适用于医疗目的和非医疗目的。当本公开适用于非医疗目的时,例如,超声波的频率和强度优选适当调整以不示出内部器官。

[0423] 本公开不仅适用于人类,而且适用于动物、植物、人造物体等,以通过超声波对待摄影对象的各种截面摄影。

[0424] 上述系列处理可通过硬件执行或者可通过软件执行。在该系列处理通过软件执行的情况下,构成软件的程序安装于计算机上。这里,计算机实例包括内置专业硬件的计算机、例如通过安装各种程序可执行各种功能的通用个人计算机等。

[0425] 第六实施方式

[0426] 计算机的构成例

[0427] 图 36 为示出通过程序执行上述系列处理的计算机的硬件构成例的框图。

[0428] 在计算机中,中央处理单元(CPU) 501、只读存储器(ROM) 502 和随机存取存储器(RAM) 503 通过总线 504 相互连接。

[0429] 输入和输出接口 505 也连接到总线 504。输入单元 506、输出单元 507、存储单元

508、通信单元 509 和驱动器 510 连接到输入和输出接口 505。

[0430] 输入单元 506 由键盘、鼠标、麦克风等形成。输出单元 507 由显示器、扬声器等形成。存储单元 508 由硬盘、非易失性存储器等形成。通信单元 509 由网络接口等形成。驱动器 510 驱动可移除介质 511, 诸如磁盘、光盘、磁光盘、半导体存储器等。

[0431] 在如上所述构成的计算机中, 上述系列处理由执行存储于存储单元 508 中程序的 CPU501 例如通过经由输入和输出接口 505 以及总线 504 将程序加载在 RAM503 中来执行。

[0432] 计算机(CPU501) 执行的程序可例如通过记录在作为封装介质等的可移除介质 511 上来提供。此外, 程序可经由有线或者无线传输介质(诸如局域网、互联网或者数字卫星广播) 来提供。

[0433] 在计算机中, 通过使可移除介质 511 装入驱动器 510, 程序可经由输入和输出接口 505 安装于存储单元 508 上。此外, 通过由通信单元 509 经由有线或者无线传输介质接收, 程序可安装于存储单元 508 上。否则, 程序也可预先安装于 ROM502 或者存储单元 508 上。

[0434] 这里, 计算机执行的程序可为以沿着本说明书中描述的顺序的时间序列进行处理的程序, 或者可以必要的时序(诸如并行或者调用时) 进行处理的程序。

[0435] 这里, 在本说明书中, 系统表示由多个器件、模块、单元等形成的整个装置。

[0436] 本公开实施方式并不限于上述实施方式, 在不脱离本公开主旨的情况下, 可以进行各种变形。

[0437] 如上所述, 参考附图描述了本公开实施方式。然而, 本公开并不限于所述实施方式。具有本公开领域知识的本领域技术人员应当理解, 根据设计需求和其它因素, 可以进行各种修改和变形, 均应包括在所附权利要求或其等同方案的范围之内。

[0438] 这里, 本公开也可采用以下构成。

[0439] (1) 一种超声波处理装置, 包括: 探测器; 支承单元, 以与探测器的波束方向垂直的角度设置;

[0440] 旋转机构, 设置于探测器和支承单元之间; 以及引导件, 支持通过所述旋转机构进行的探测器的旋转操作。

[0441] (2) 根据权利要求(1)所述的超声波处理装置, 其中引导件以与探测器的传感器表面垂直的角度设置于探测器上。

[0442] (3) 根据权利要求(1)或者(2)所述的超声波处理装置, 其中引导件设置于探测器上以将探测器的传感器表面的中心与引导件之间的距离调整为诊断目标物体的半径。

[0443] (4) 根据权利要求(1)至(3)中任一项所述的超声波处理装置, 其中探测器围绕作为轴的旋转机构旋转, 以在与探测器的传感器表面相反的方向上旋转引导件。

[0444] (5) 根据权利要求(1)所述的超声波处理装置, 其中引导件设置于与探测器的传感器表面相同的平面上。

[0445] (6) 根据权利要求(5)所述的超声波处理装置, 其中引导件以与探测器的波束方向垂直的角度设置。

[0446] (7) 根据权利要求(5)或者(6)所述的超声波处理装置, 其中引导件设置于探测器的旋转方向侧上。

[0447] (8) 根据权利要求(7)所述的超声波处理装置, 其中引导件设置于与探测器的旋转方向相反的方向侧上。

[0448] (9)根据权利要求(8)所述的超声波处理装置,其中引导件在探测器的旋转方向上的长度比引导件在相反方向侧上的长度更长。

[0449] (10)根据权利要求(8)所述的超声波处理装置,其中引导件在探测器的旋转方向上的长度与引导件在相反方向侧上的长度相同。

[0450] (11)根据权利要求(1)至(10)中任一项所述的超声波处理装置,其中支承单元设置于探测器上以与探测器的波束方向成 90 度。

[0451] (12)根据权利要求(11)所述的超声波处理装置,其中支承单元包括具有旋转机构的辅助操作单元。

[0452] (13)根据权利要求(12)所述的超声波处理装置,其中辅助操作单元的旋转机构被禁止绕旋转机构的旋转轴旋转。

[0453] (14)根据权利要求(11)至(13)中任一项所述的超声波处理装置,其中辅助操作单元可拆卸地设置。

[0454] (15)根据权利要求(1)至(14)中任一项所述的超声波处理装置,其中探测器包括角度传感器,所述角度传感器检测探测器的角度。

[0455] (16)根据权利要求(15)所述的超声波处理装置,其中探测器包括移动量传感器,所述移动量传感器测量传感器表面在体表上的移动量。

[0456] (17)根据权利要求(1)至(16)中任一项所述的超声波处理装置,还包括:信息获取单元,获取表示探测器位置的信息,通过探测器执行超声波生成和反射波接收;以及截面图像生成单元,基于执行超声波生成和反射波接收时的探测器的角度,通过排列和合成基于由探测器在待摄影对象周围多个位置处接收的反射波的多个超声波图像,生成表示待摄影对象的截面中至少一部分的断层图像(tomographic image)。

[0457] (18)根据权利要求(17)所述的超声波处理装置,还包括:探测器状态检测单元,基于由信息获取单元获取的信息来检测探测器的状态,其中信息获取单元从多个类型传感器获取表示探测器位置的数据,以及其中探测器状态检测单元在由多个传感器获取的数据中选择用于检测探测器状态的数据。

[0458] (19)根据权利要求(1)至(16)中任一项所述的超声波处理装置,还包括:信号处理单元,处理从构成探测器的振子接收的信号或者向所述振子发送的信号;以及控制单元,控制信号处理参数,以在探测器的旋转角度小时增加信号处理单元的参数。

[0459] (20)根据权利要求(1)至(16)中任一项所述的超声波处理装置,还包括:信号处理单元,处理从构成探测器的振子接收的信号或者待发送到所述振子的信号;以及控制单元,控制信号处理单元,以在探测器的旋转角度与预定摄影角度一致时发送信号到所述振子。

[0460] (21)一种探测器支承装置,包括:支承单元,以与探测器的波束方向垂直的角度设置;旋转机构,设置于探测器和支承单元之间;以及引导件,支持通过旋转机构进行的探测器的旋转操作。

[0461] 本公开包括于 2012 年 3 月 30 日向日本专利局提交的日本在先专利申请 JP2012-082536 中所公开的主题,其全部内容通过引用结合于本文。

[0462] 本领域技术人员应当理解,根据设计需求和其它因素,可以进行各种修改、组合、子组合和变形,均应包括在所附权利要求或其等同方案的范围之内。

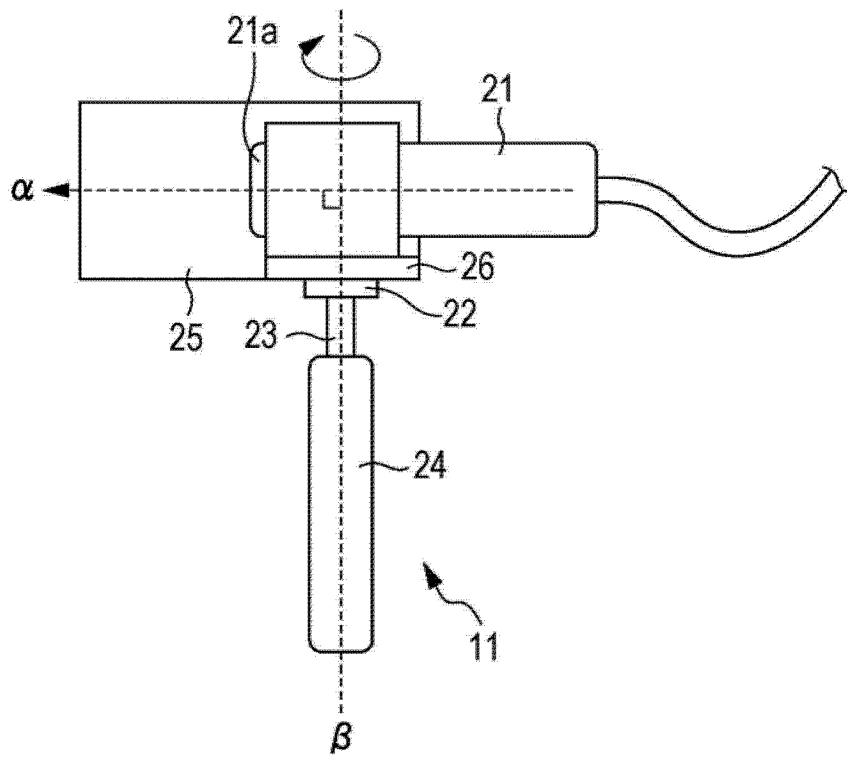


图 1A

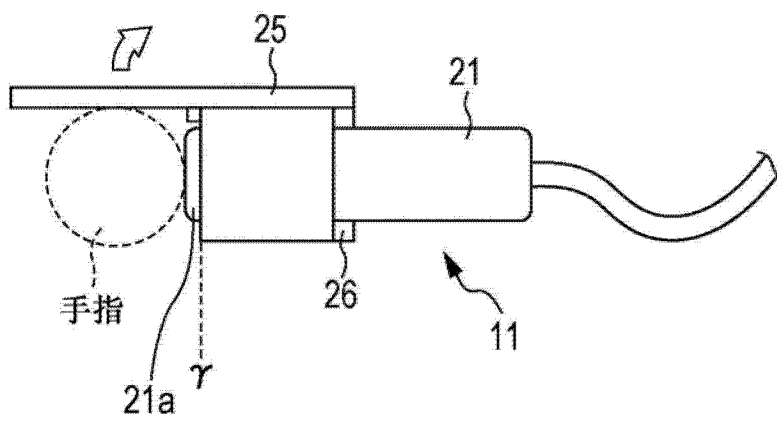


图 1B

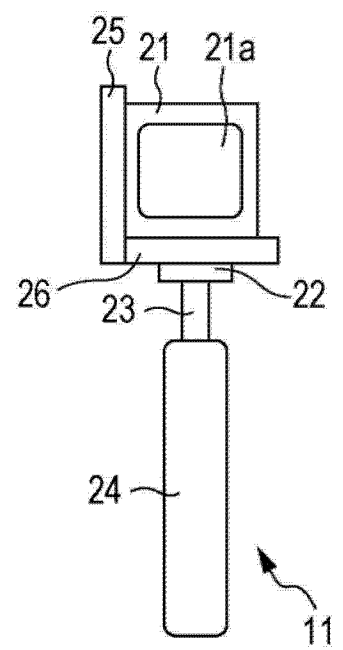


图 1C

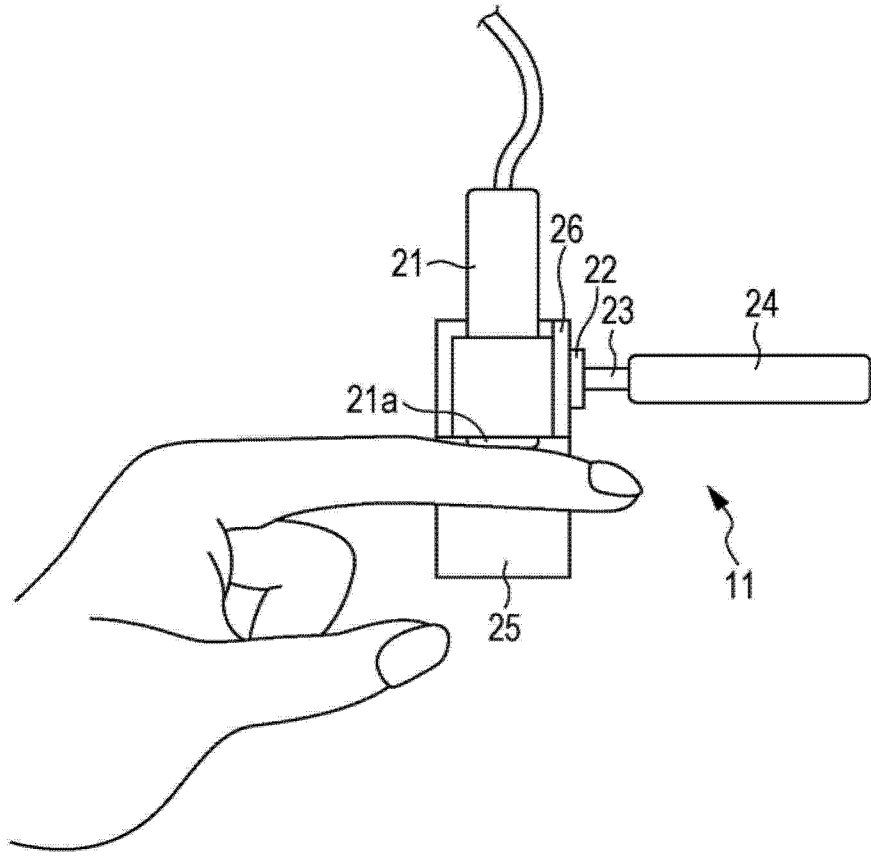


图 2

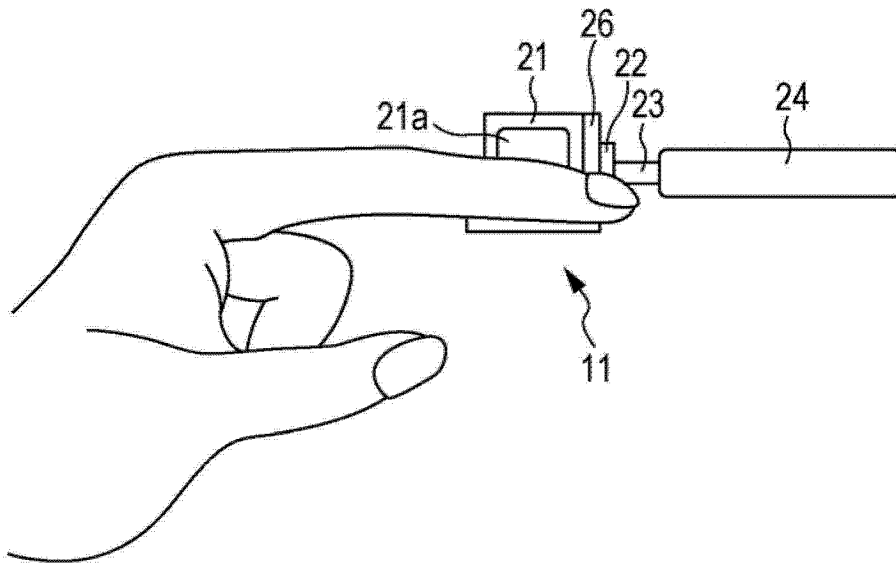


图 3

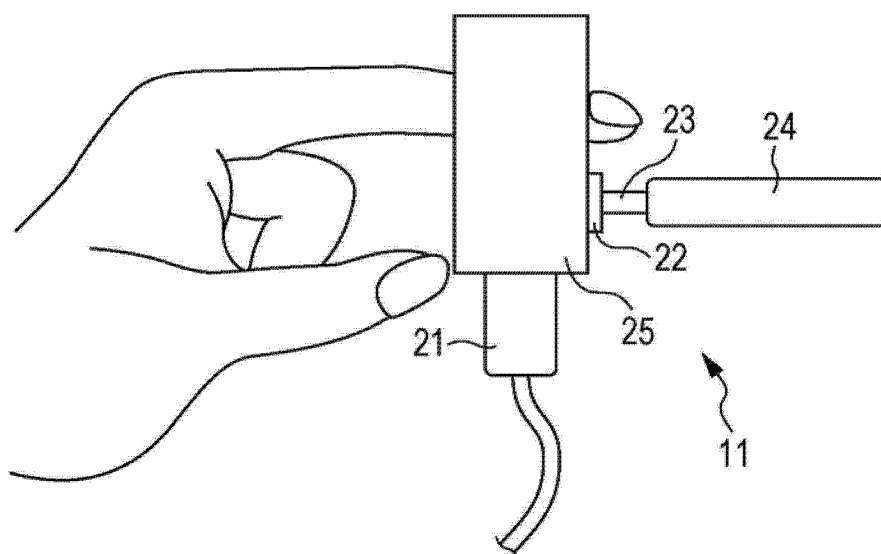


图 4

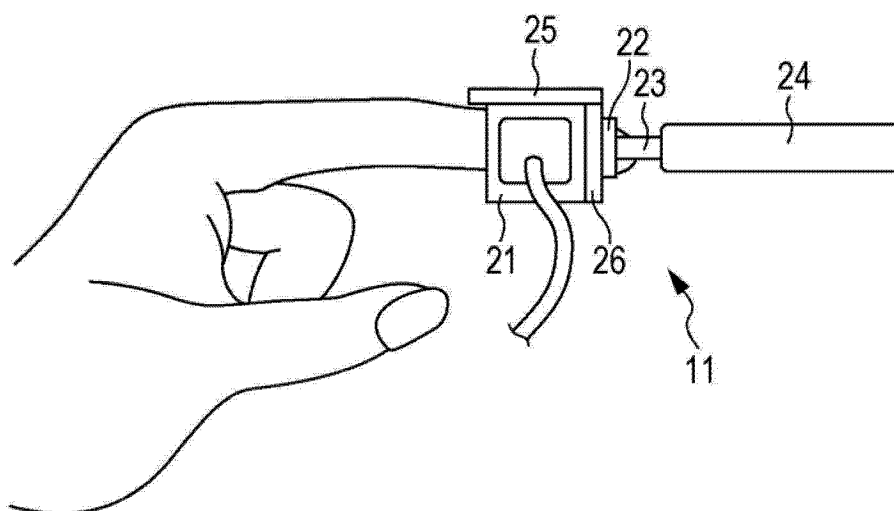


图 5

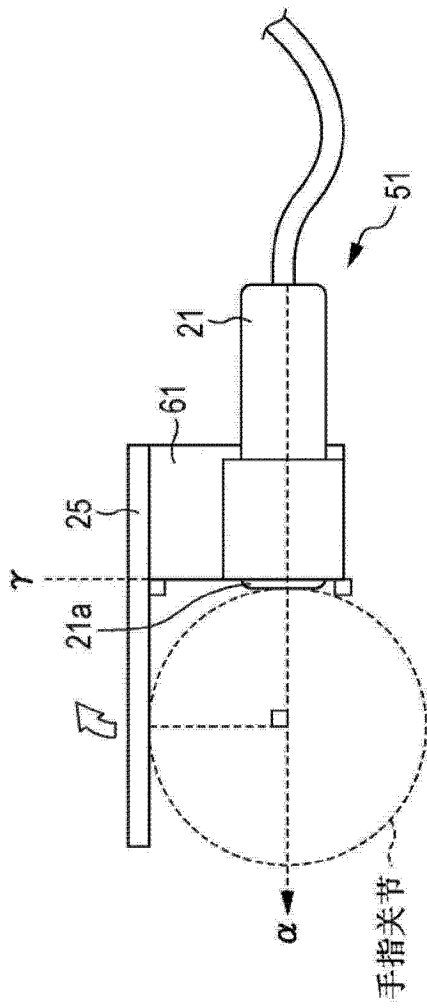


图 6B

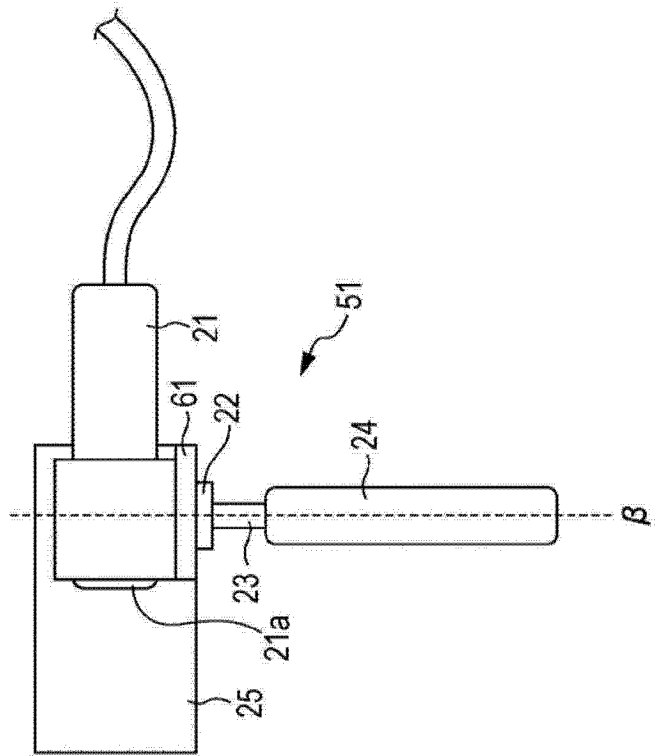


图 6A

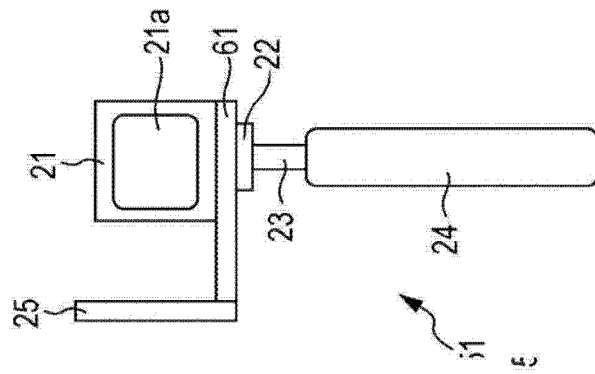


图 6C

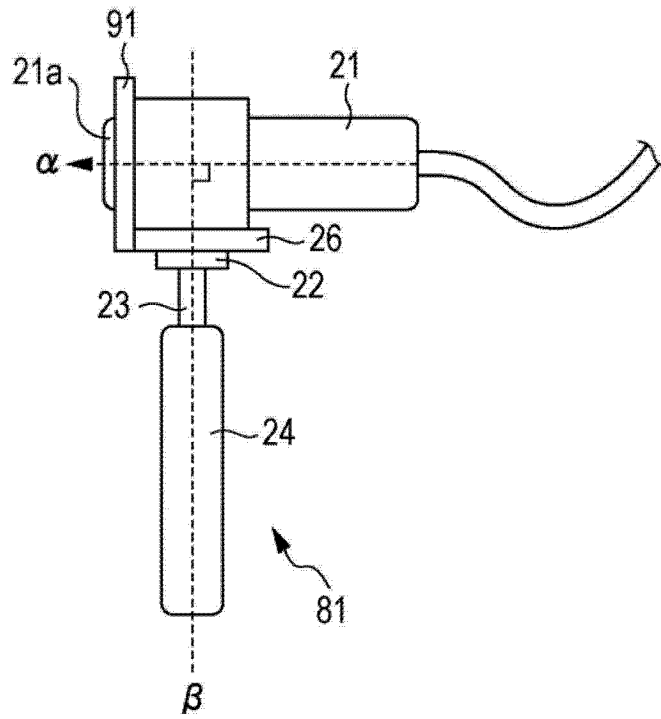


图 7A

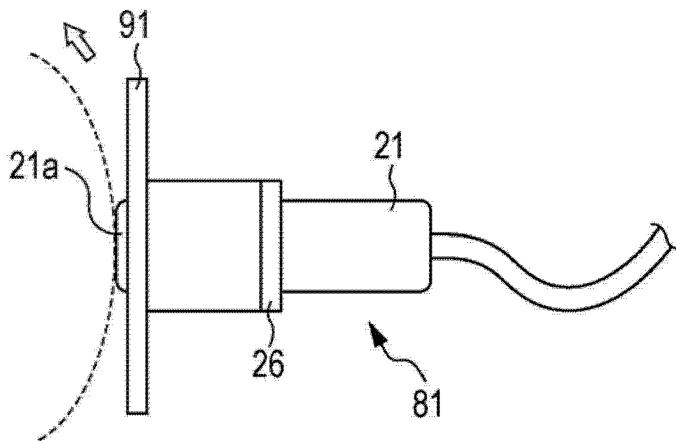


图 7B

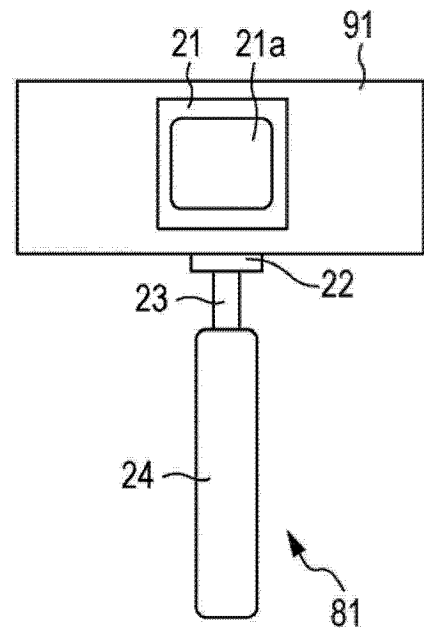


图 7C

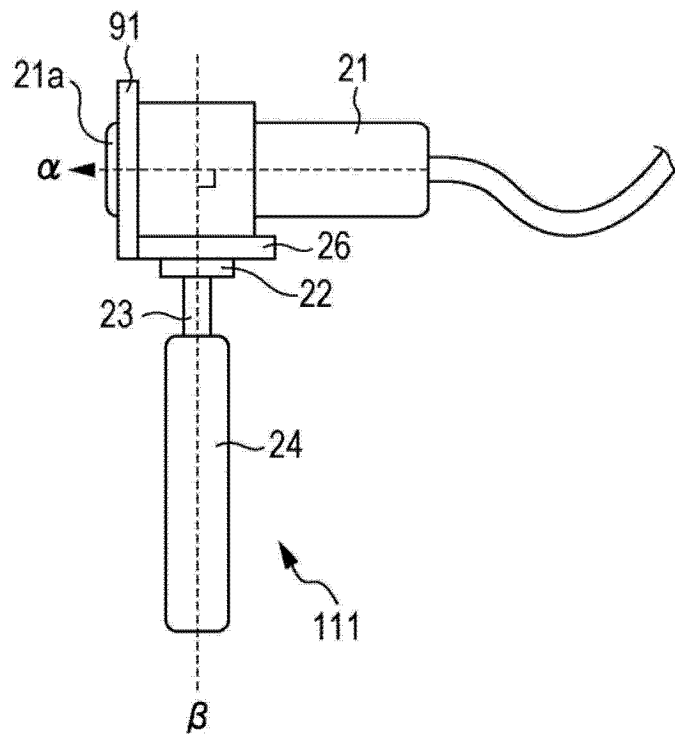


图 8A

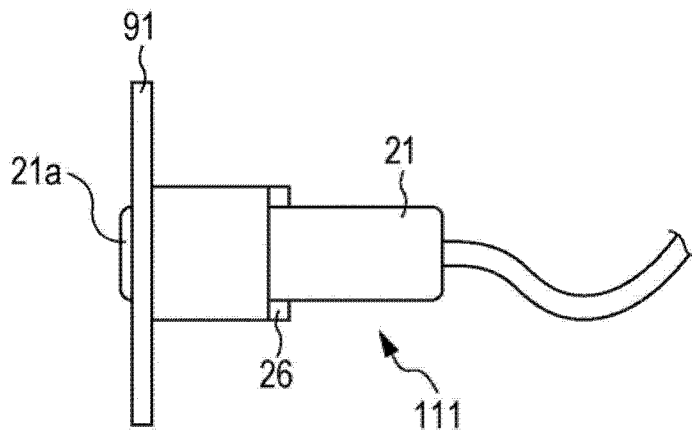


图 8B

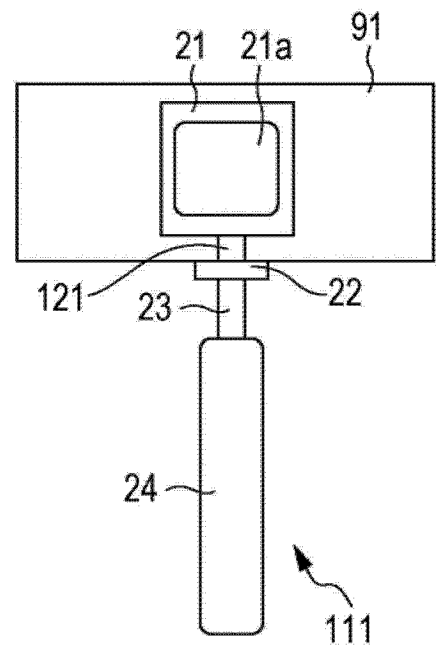


图 8C

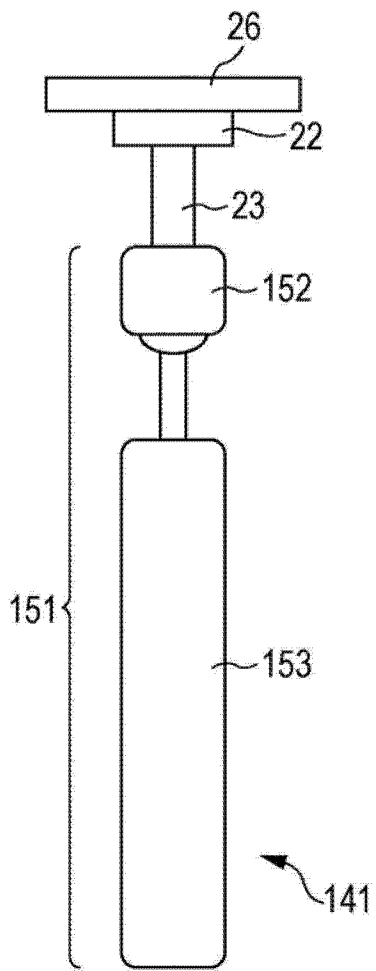


图 9A

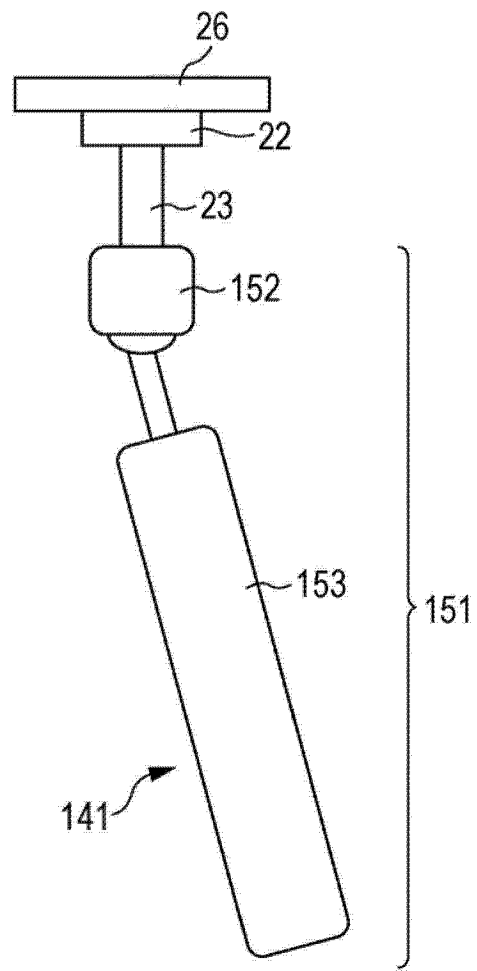


图 9B

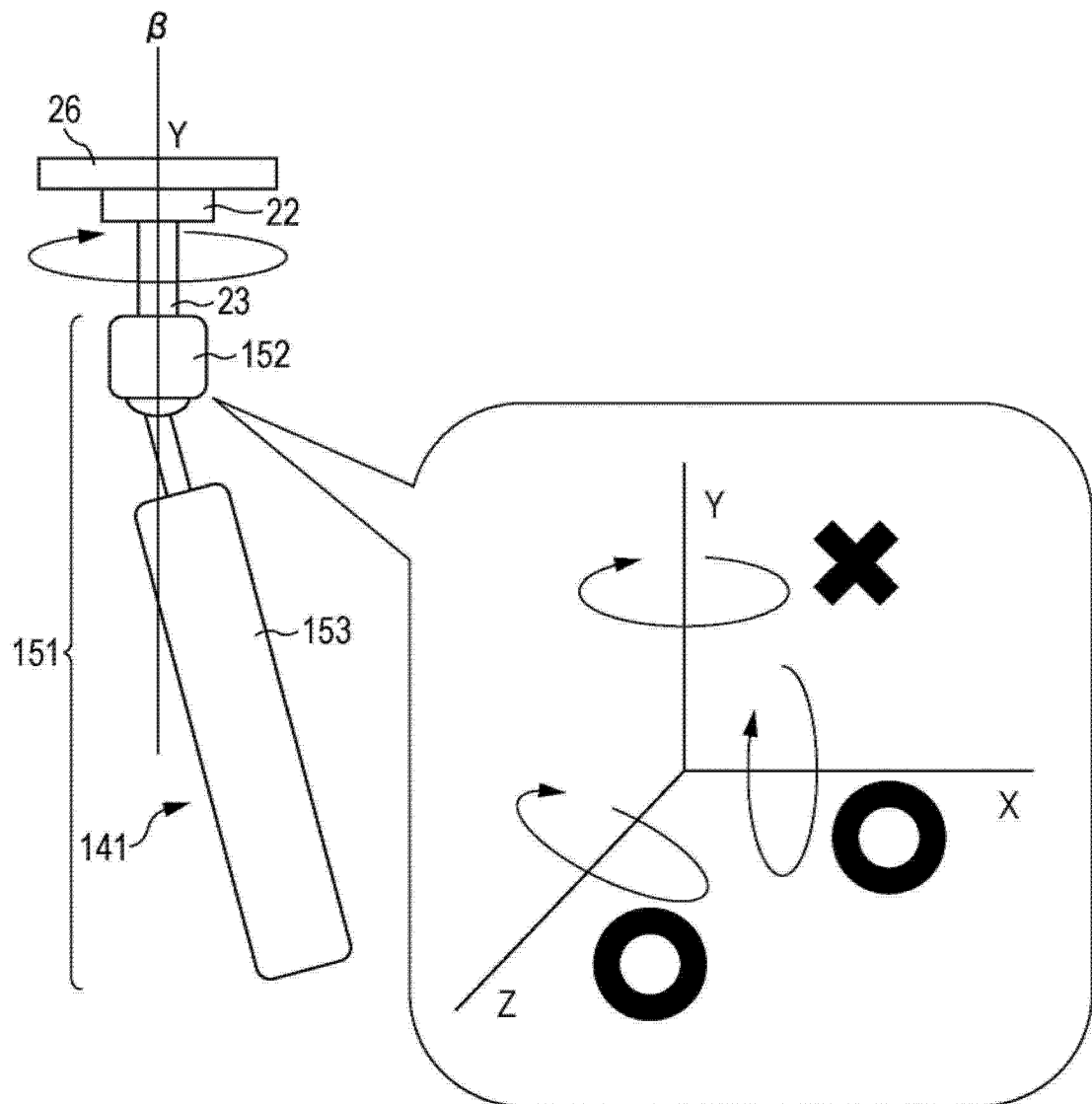


图 10

	旋转角度 传感器	用于细关节 的引导件构造	用于粗关节 的引导件构造	移动量传感器	球窝关节
手指	◎	◎	○		
手腕	◎		◎	◎	○
肘部	◎		◎	◎	◎
肩膀					
膝	◎		◎	◎	◎
脚踝					
脚趾					
腰围	◎		◎	◎	◎

图 11

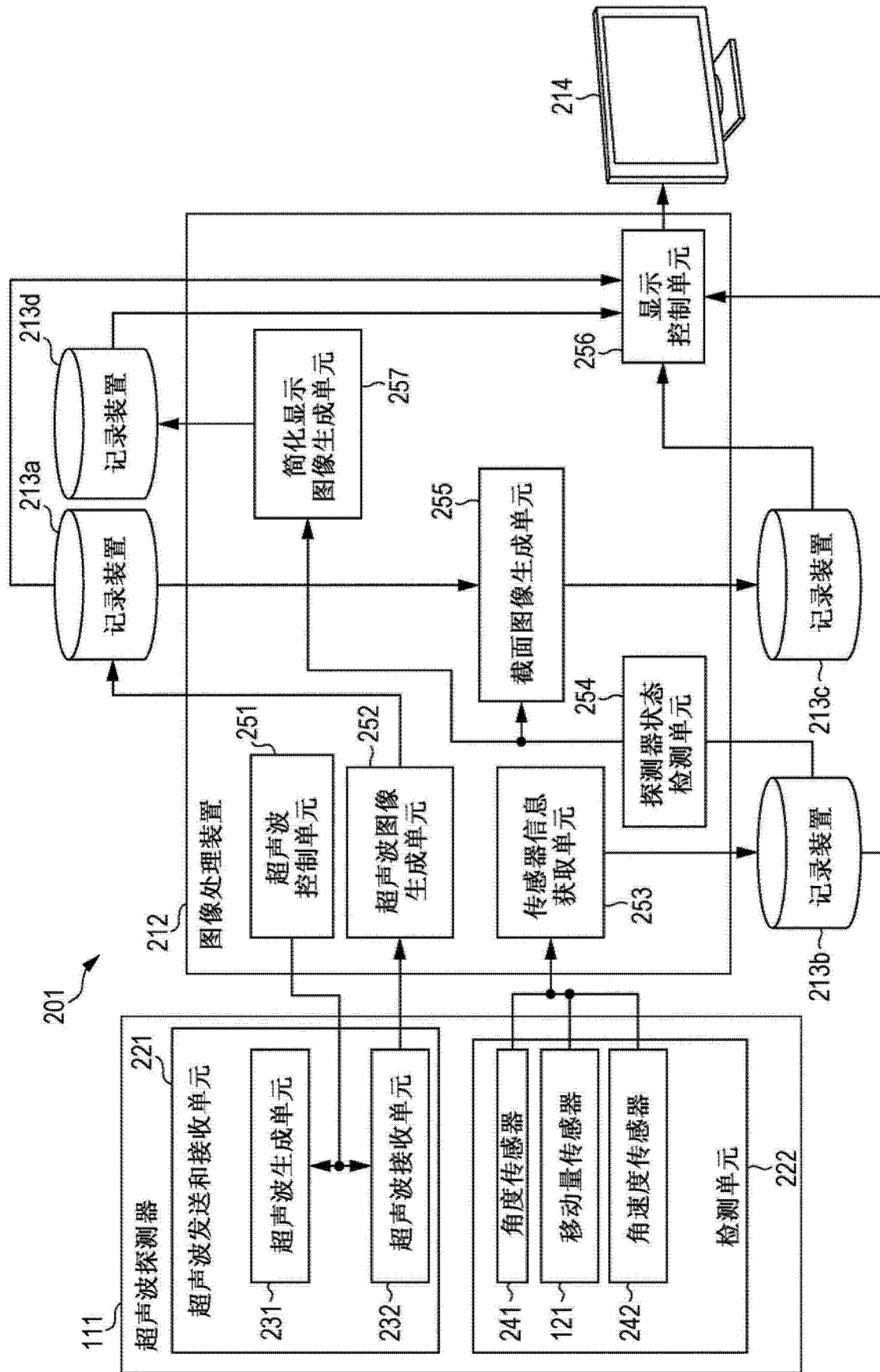


图 12

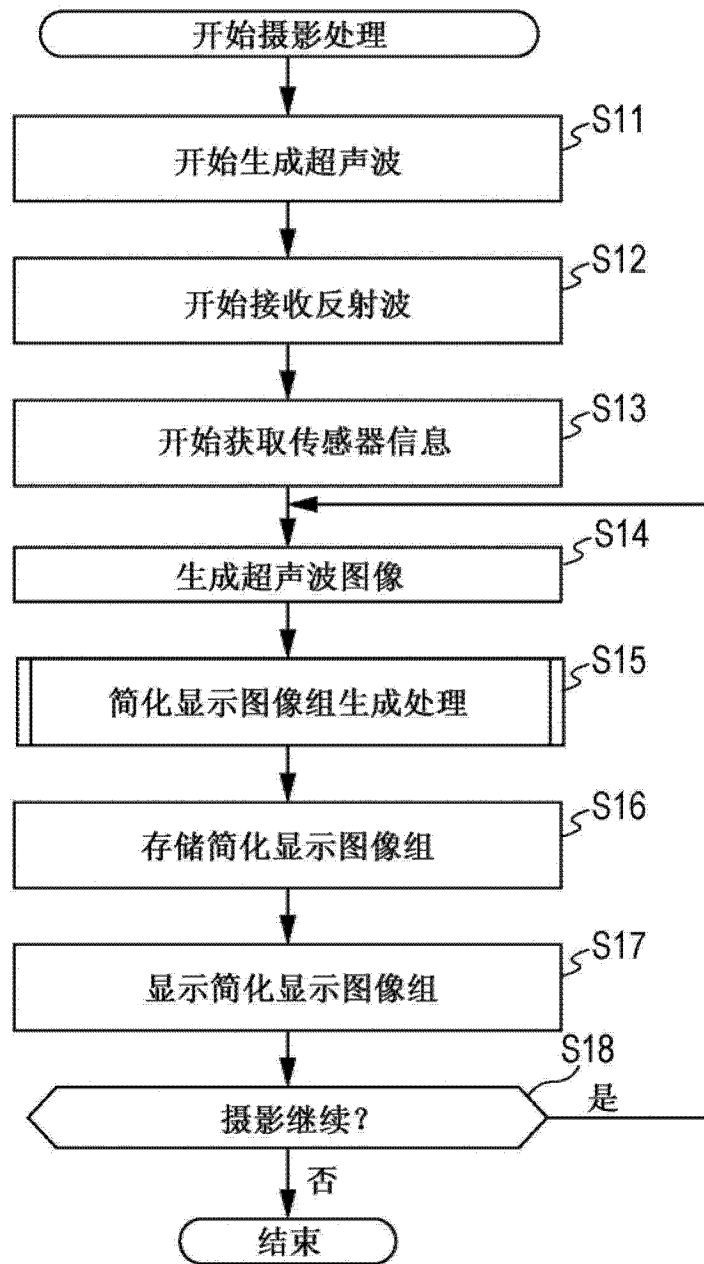


图 13

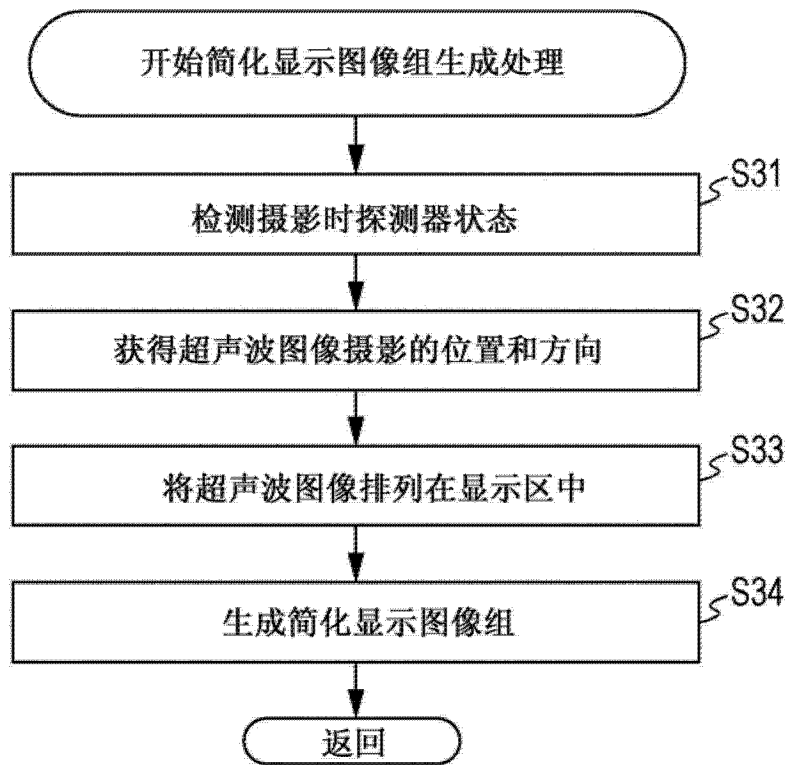


图 14

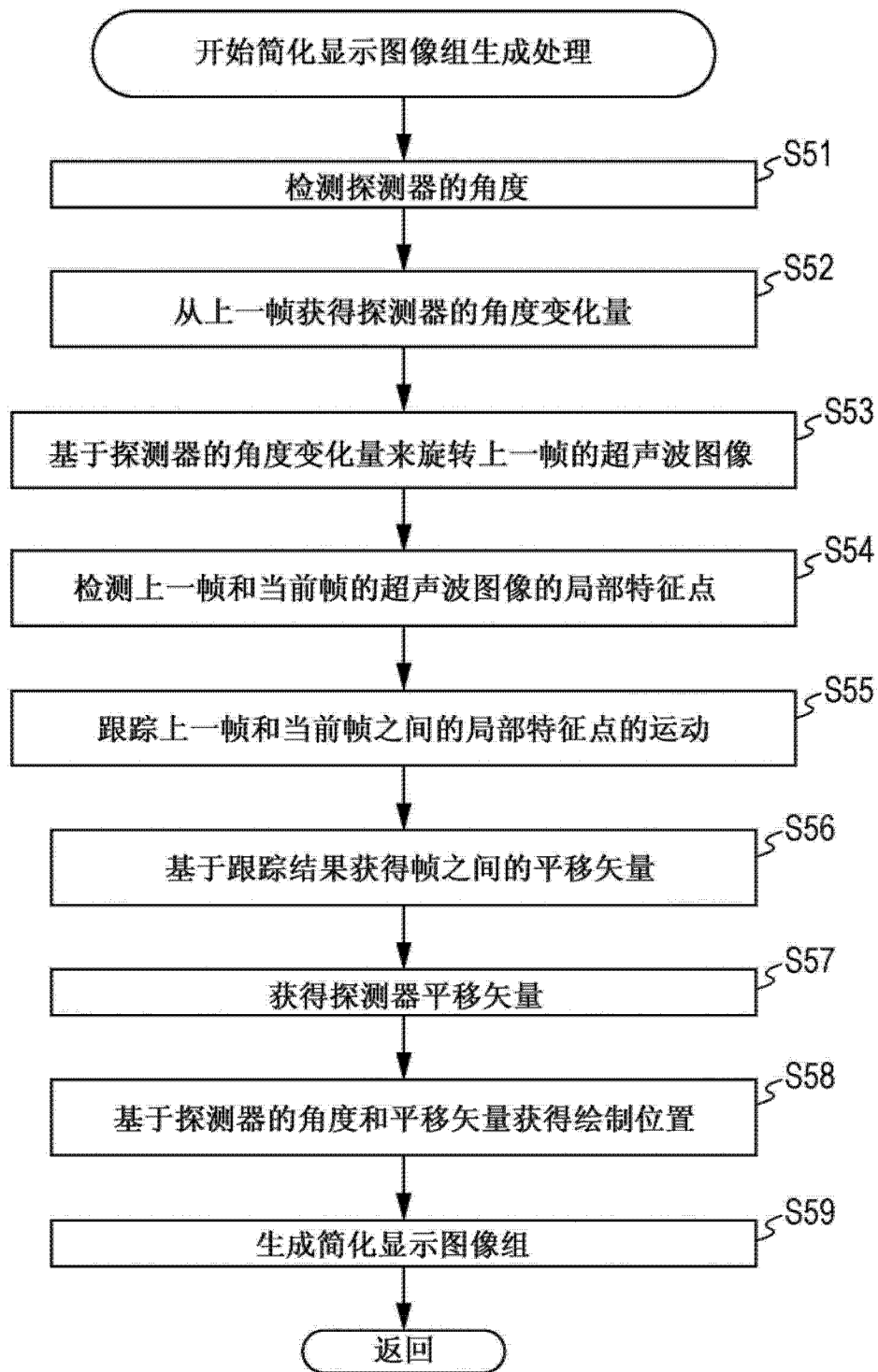


图 15

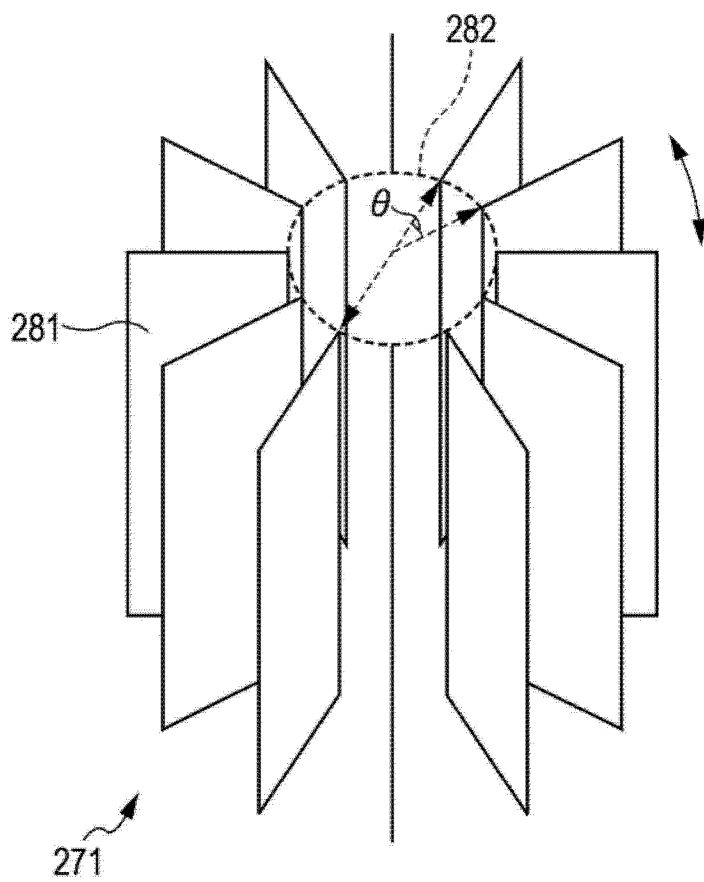


图 16A

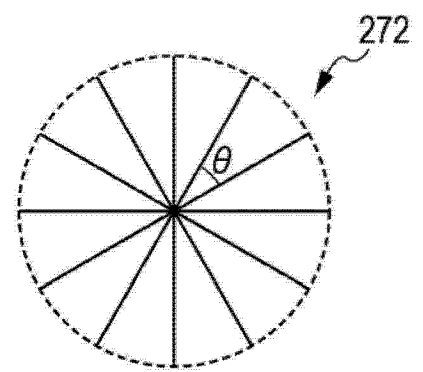


图 16B

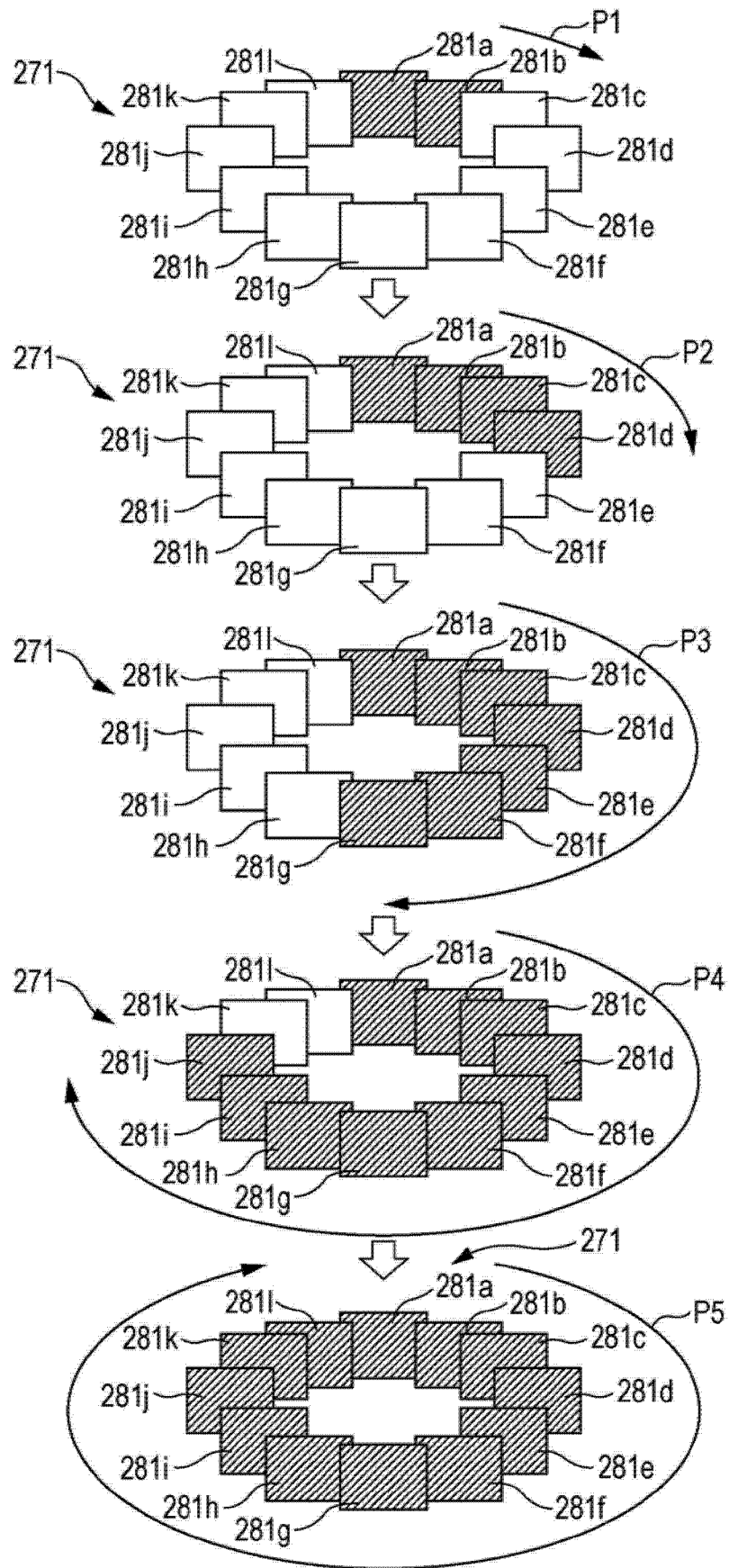


图 17

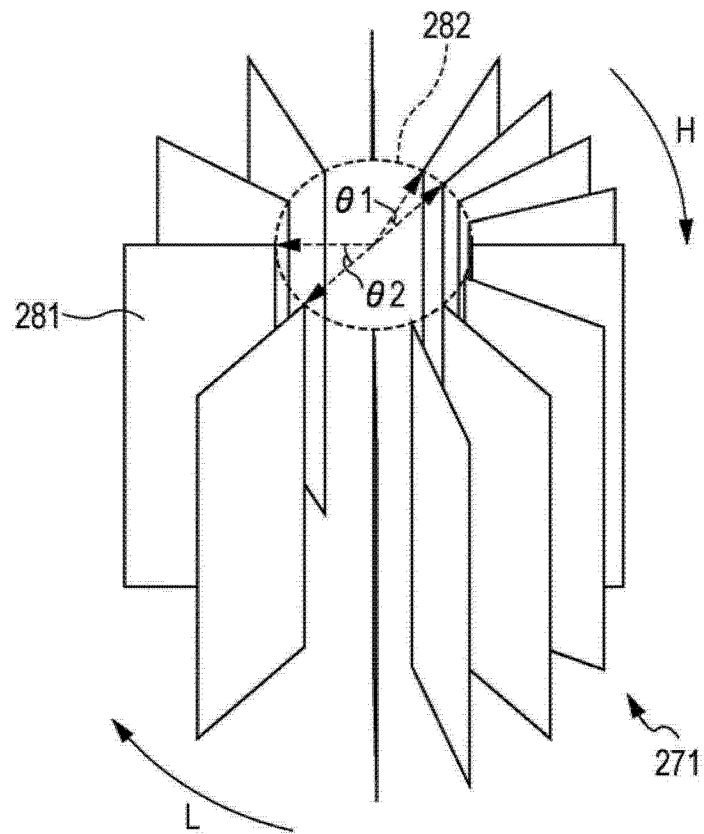


图 18

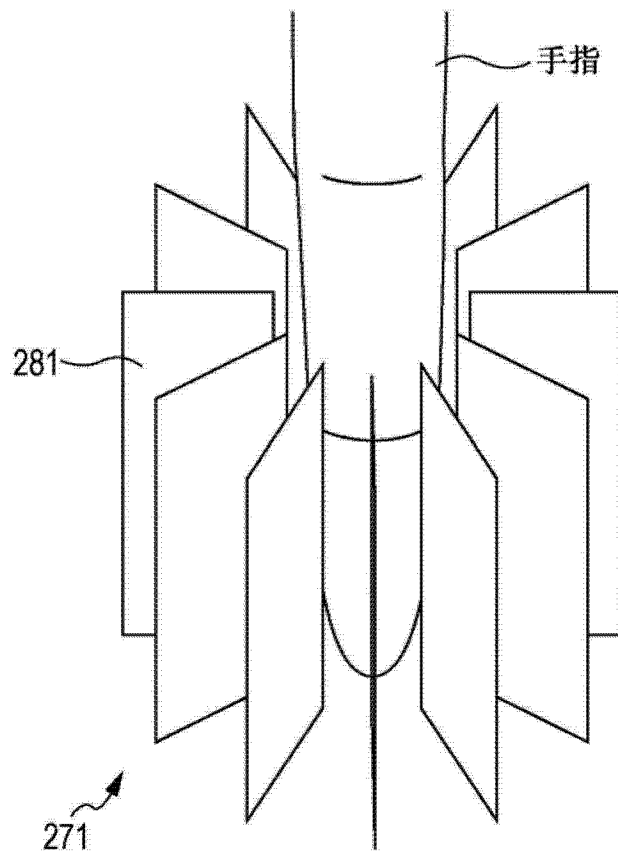


图 19

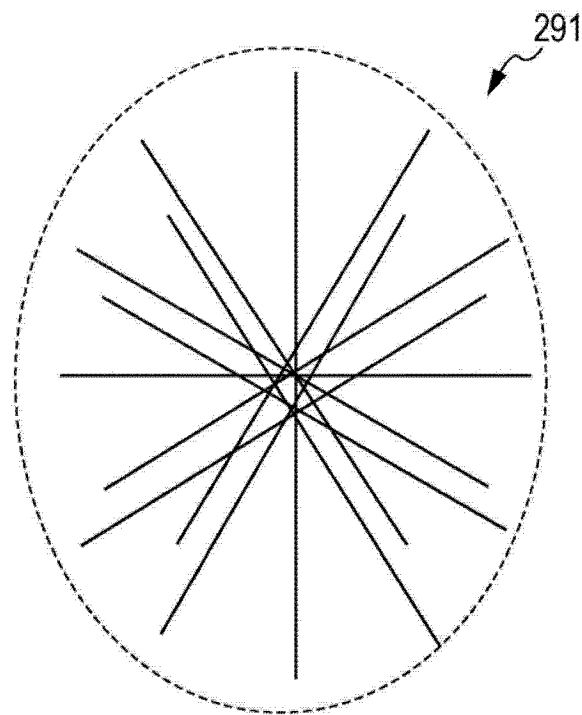


图 20

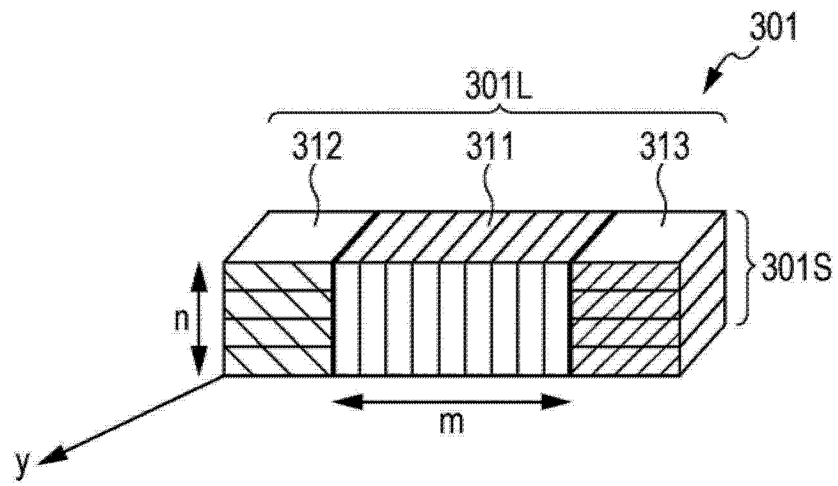


图 21

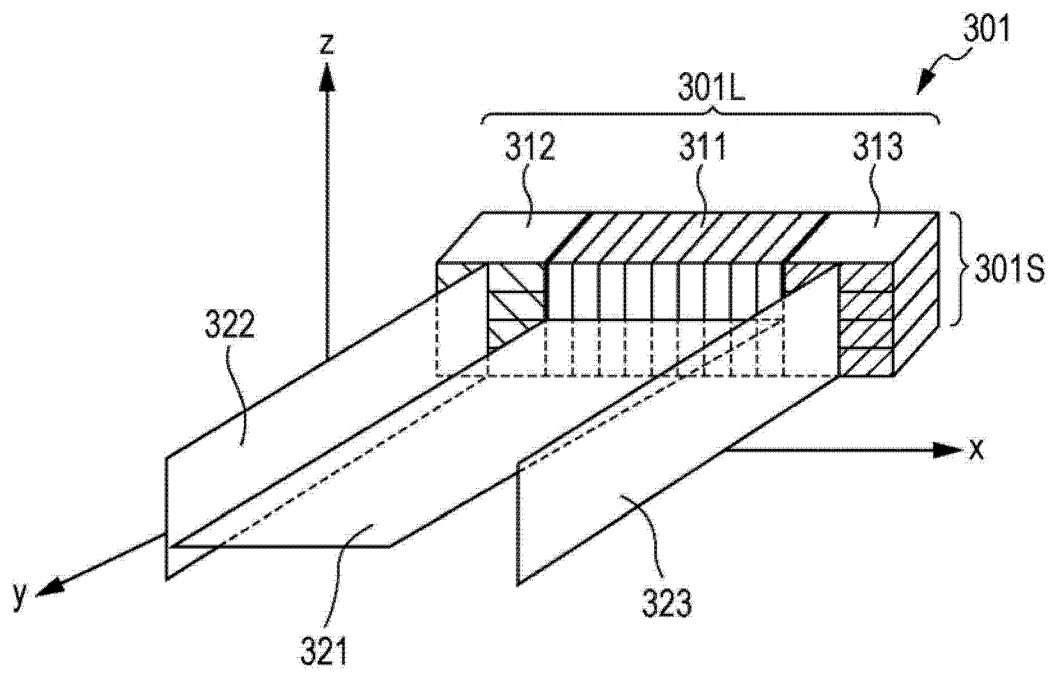


图 22

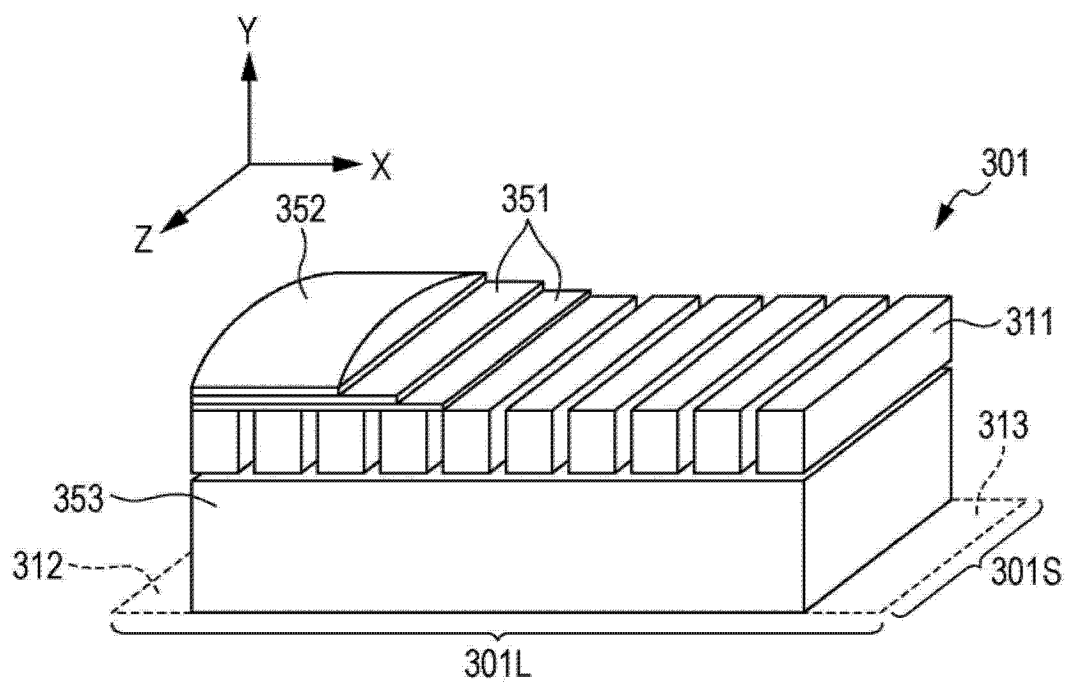


图 23

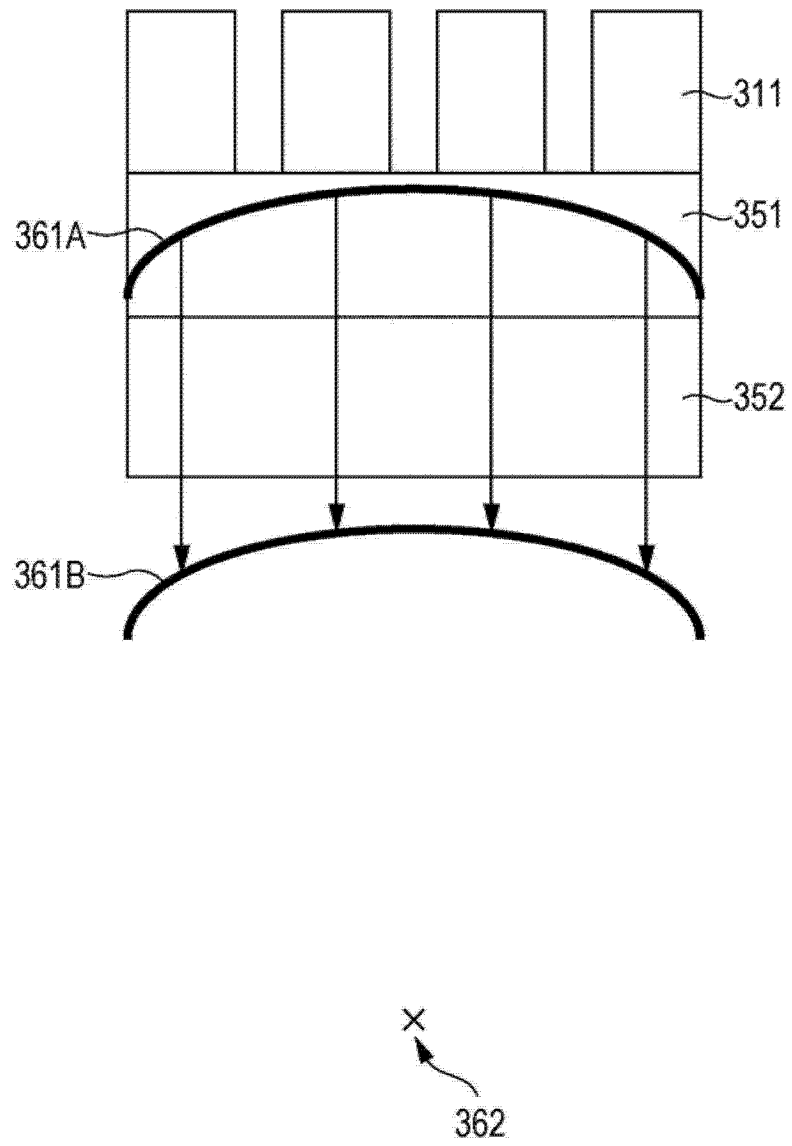


图 24

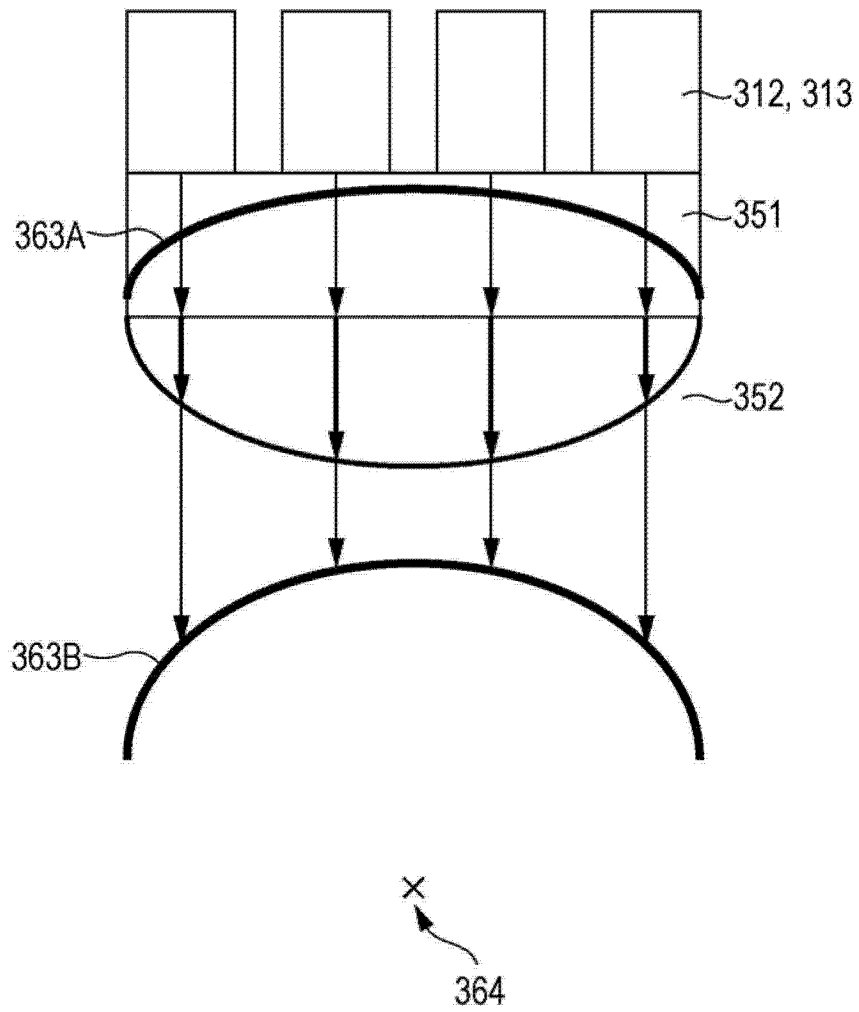


图 25

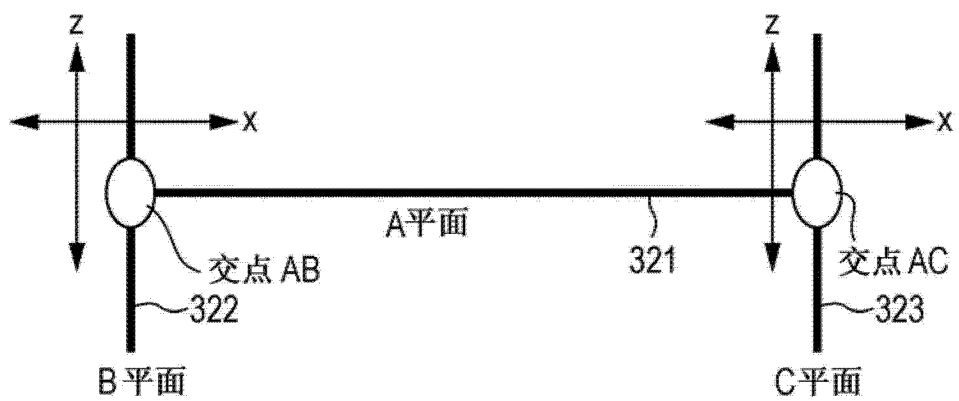


图 26

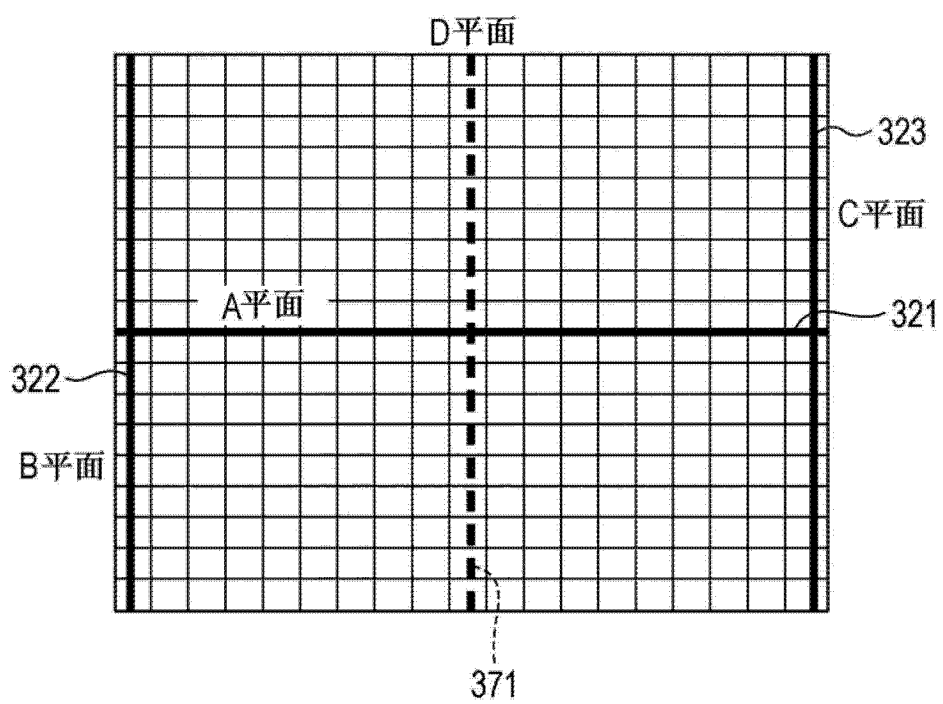


图 27

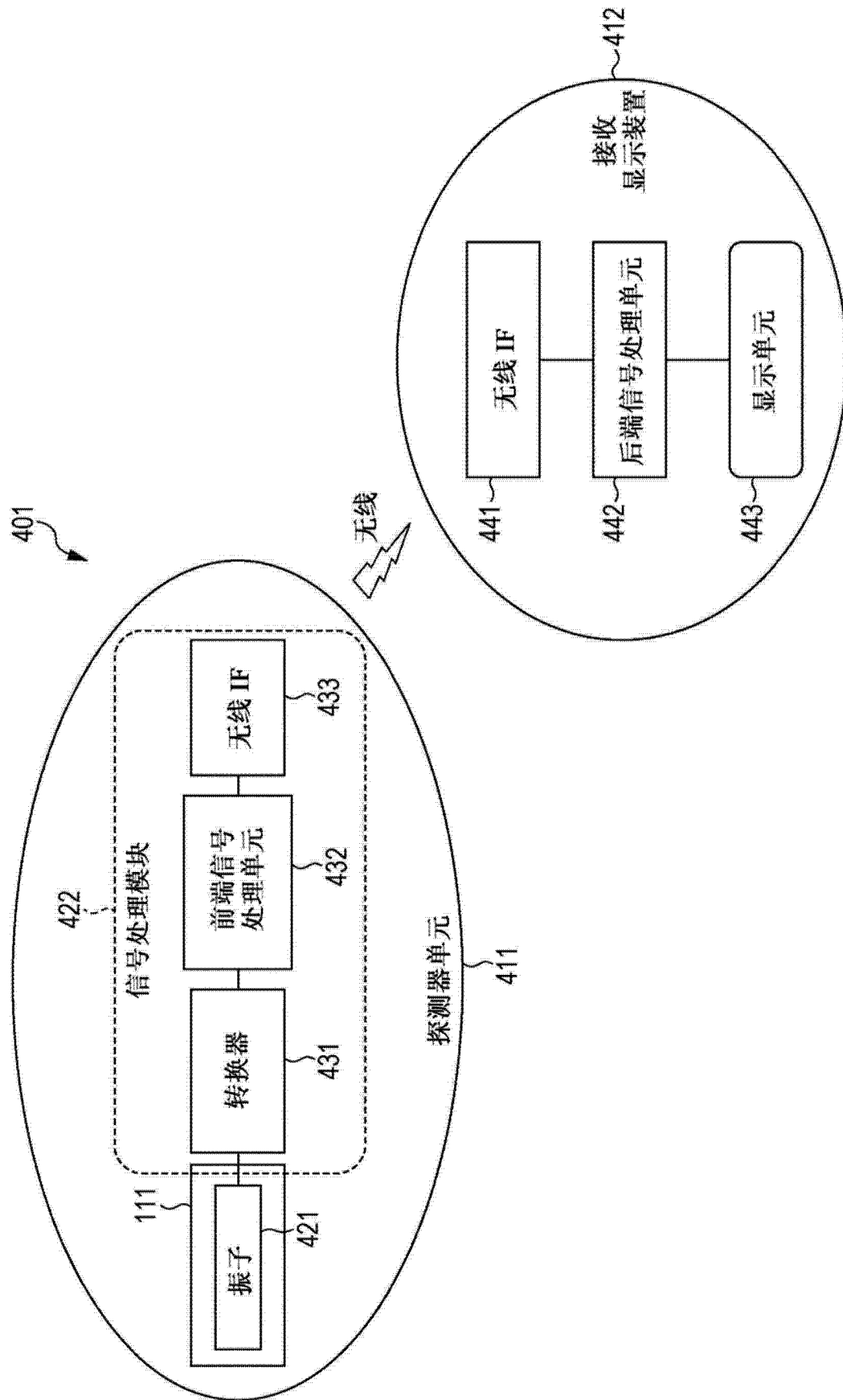


图 28

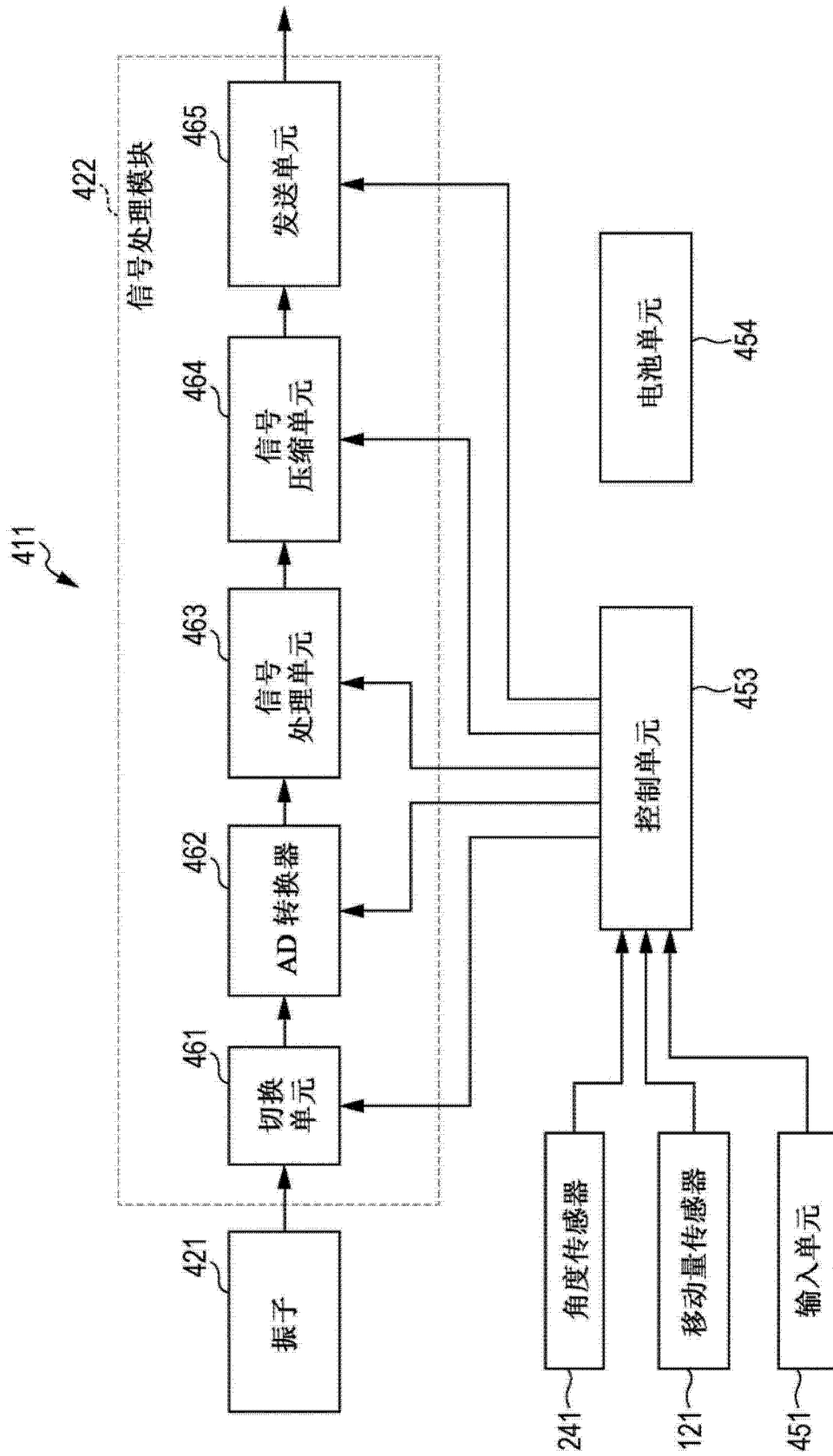


图 29

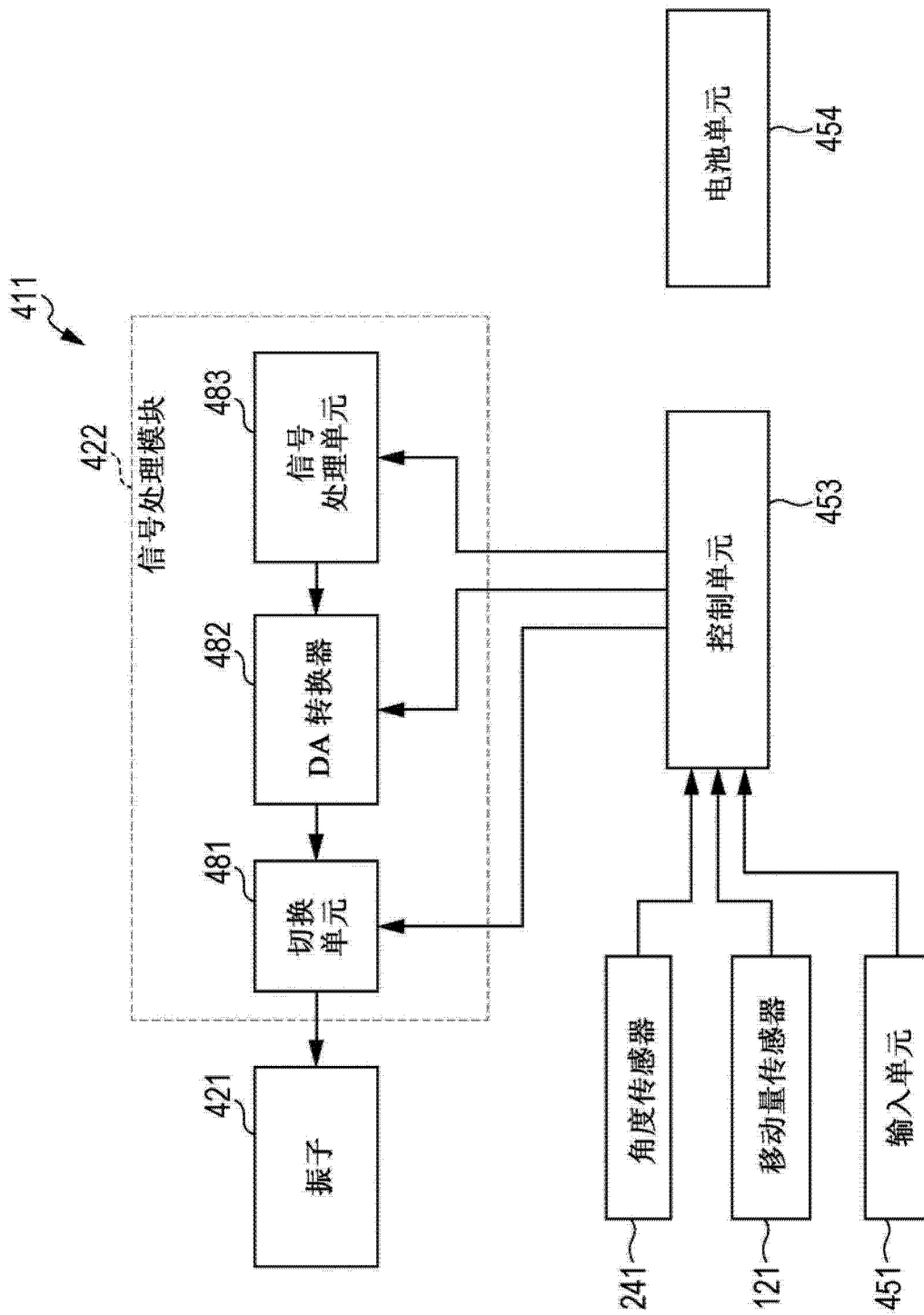


图 30

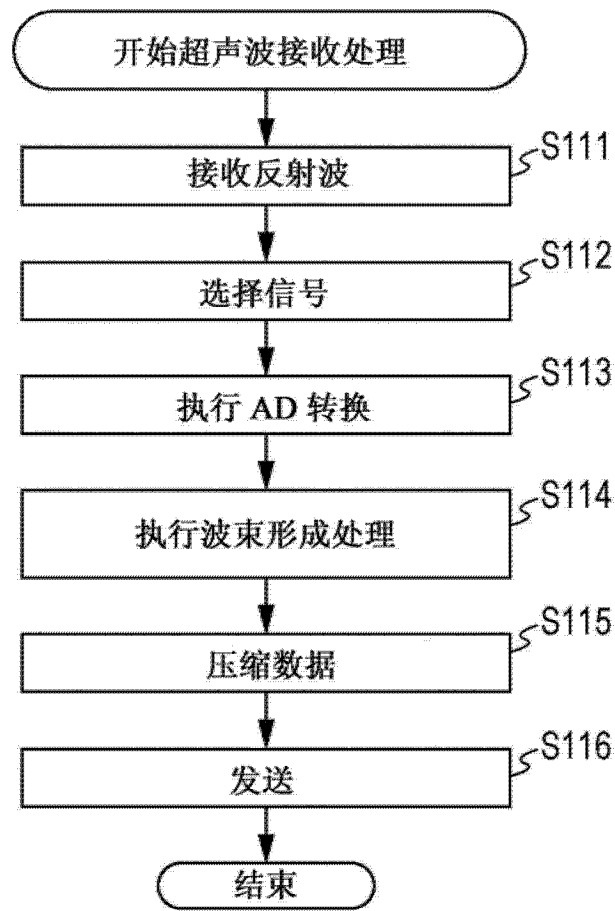


图 31

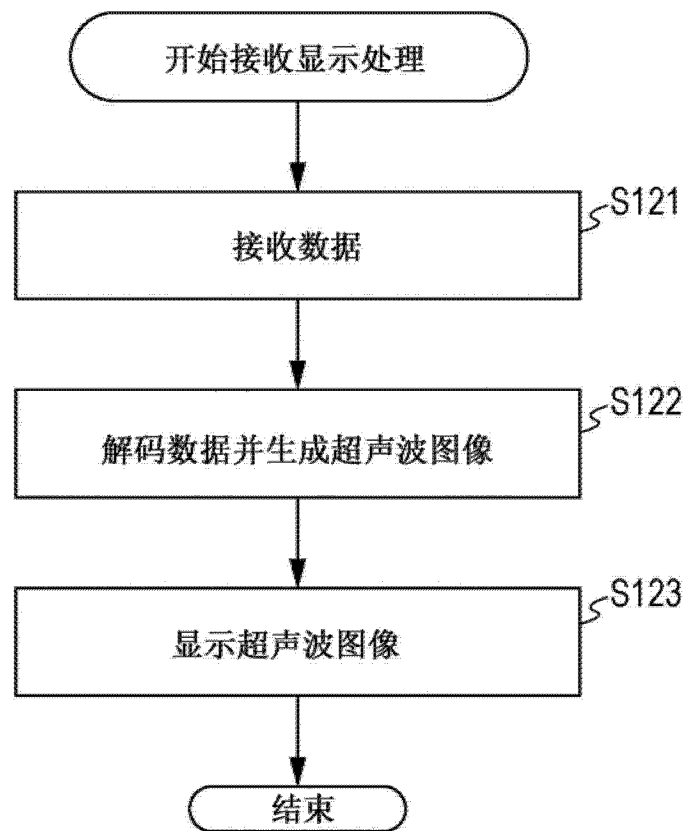


图 32

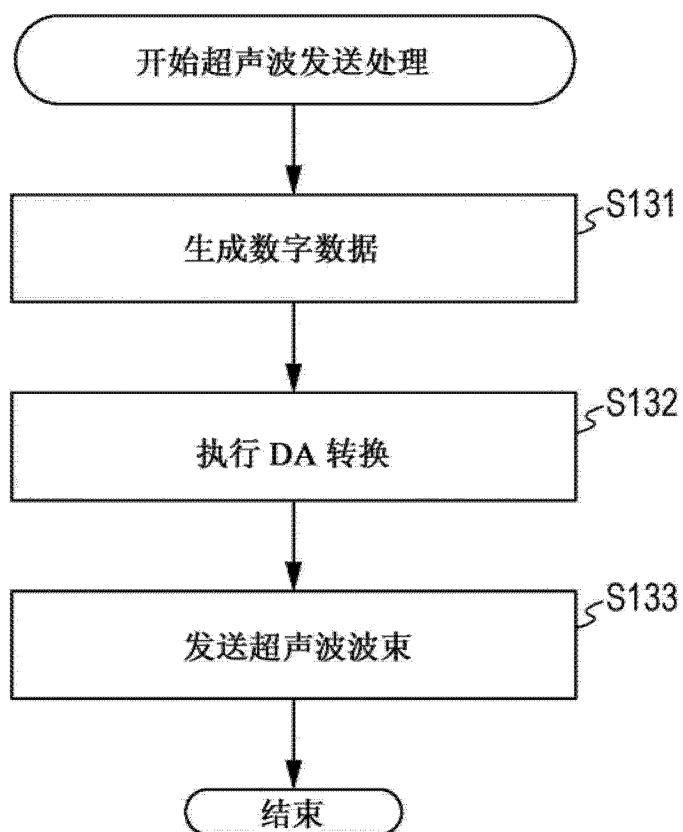


图 33

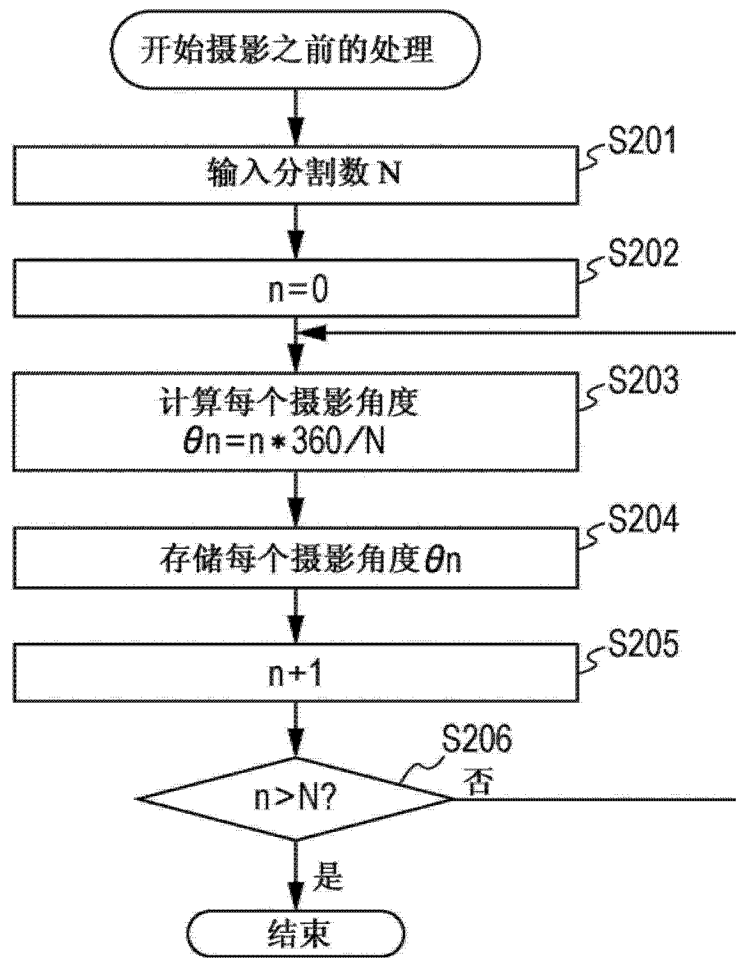


图 34

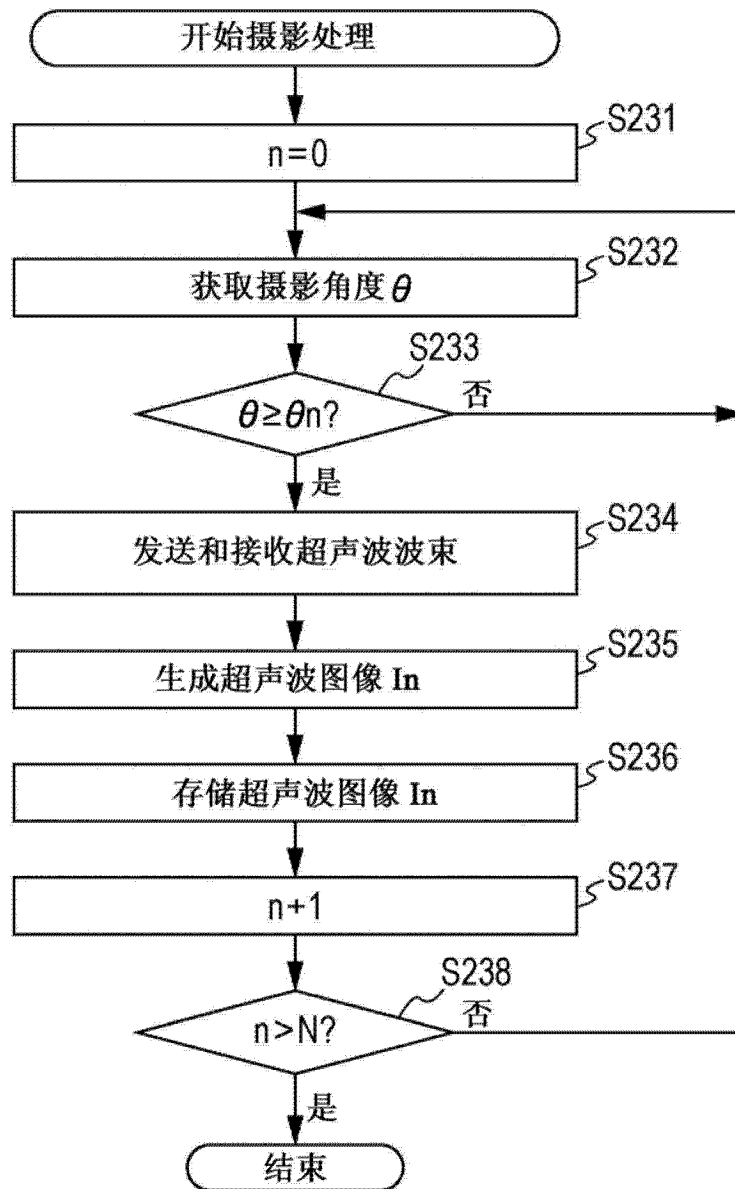


图 35

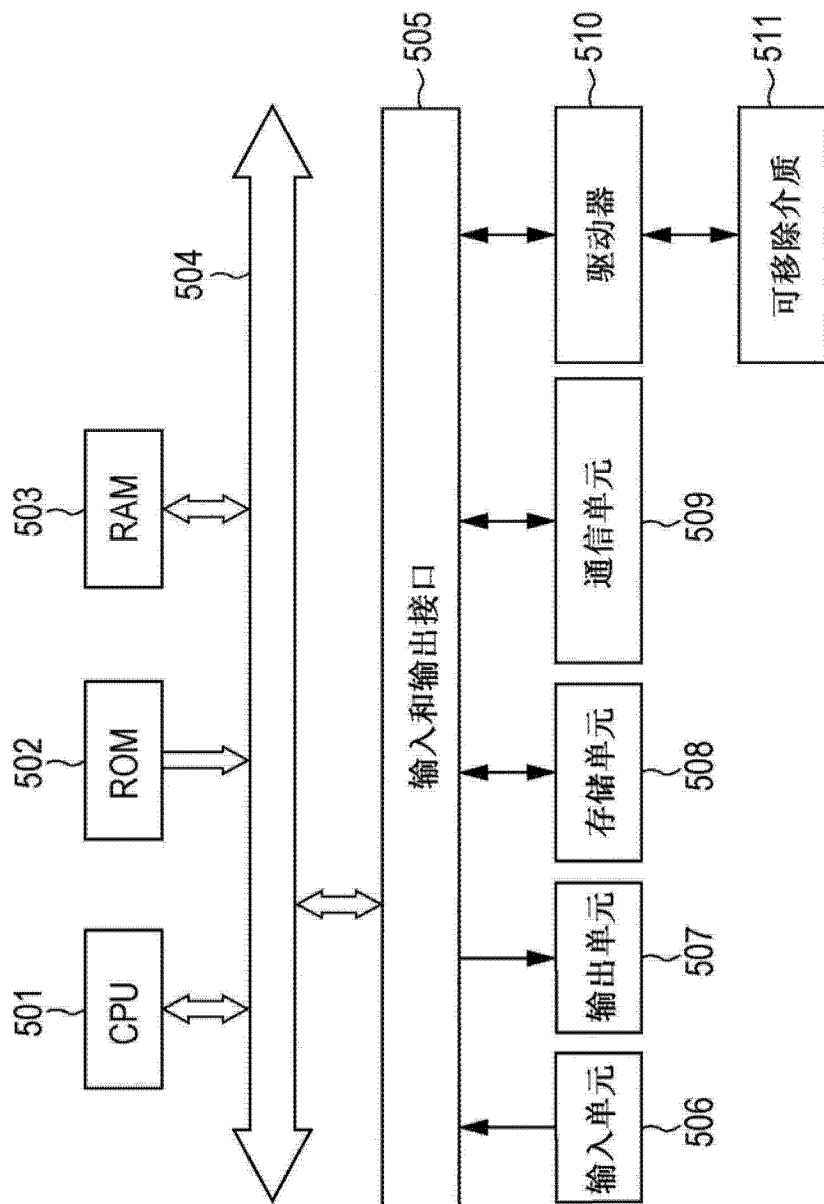


图 36

专利名称(译)	超声波处理装置和探测器支承装置		
公开(公告)号	CN103356230A	公开(公告)日	2013-10-23
申请号	CN201310095343.6	申请日	2013-03-22
[标]申请(专利权)人(译)	索尼公司		
申请(专利权)人(译)	索尼公司		
当前申请(专利权)人(译)	索尼公司		
[标]发明人	坂口龙己		
发明人	坂口龙己		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4245 A61B8/13 A61B8/4455 A61B8/4254 A61B8/4209		
代理人(译)	余刚		
优先权	2012082536 2012-03-30 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了超声波处理装置和探测器支承装置。所述超声波处理装置包括：探测器；支承单元，以与探测器的波束方向垂直的角度设置；旋转机构，设置于探测器和支承单元之间；以及引导件，通过旋转机构支承探测器的旋转操作。

