



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102573649 B

(45) 授权公告日 2015. 07. 22

(21) 申请号 201080047038. 4

(22) 申请日 2010. 12. 17

(30) 优先权数据

2009-287126 2009. 12. 18 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 04. 18

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2010/007340 2010. 12. 17

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/074271 JA 2011. 06. 23

(73) 专利权人 柯尼卡美能达株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 占部真树子 齐藤孝悦 川端章裕

右田学 西垣森绪 加藤隆一

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 李芳华

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101448462 A, 2009. 06. 03, 说明书第 5 页第 3 段 - 第 9 页第 1 段及附图 1、3、7.

WO 2009047966 A1, 2009. 04. 16, 说明书第 70-73、80 段及附图 30.

CN 101355905 A, 2009. 01. 28, 全文.

WO 2008068932 A1, 2008. 06. 12, 全文.

CN 1189217 A, 1998. 07. 29, 全文.

CN 101448462 A, 2009. 06. 03, 说明书第 5 页第 3 段 - 第 9 页第 1 段及附图 1、3、7.

审查员 胡新芬

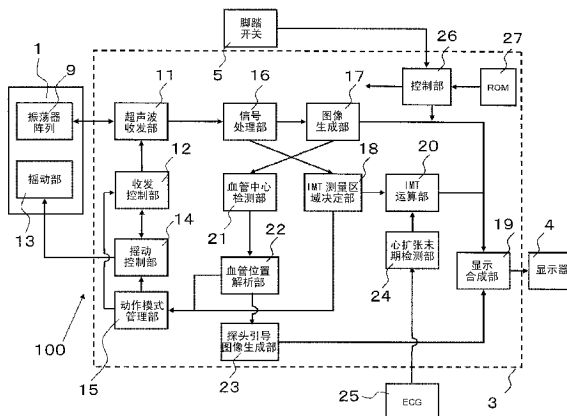
权利要求书3页 说明书18页 附图24页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及使用该装置的检测对象部位的图像显示方法和测量方法

(57) 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置,即便不是熟练操作者也能够使用超声波诊断装置进行正确的检测。该超声波诊断装置具备包括沿着第1方向配置多个振荡器的振荡器阵列的探头和显示器所连接的控制器,控制器控制使用探头的振荡器阵列的超声波束的发送、以及作为检测对象部位的超声波束的反射波的回波信号的接收,基于回波信号生成图像数据,进而使振荡器阵列在与第1方向垂直的第2方向上移动或者摇动从而使其接收来自检测对象部位的多个位置的回波信号,在根据回波信号所合成的多个位置的各断层图像中包含的、检测对象部位之中能取得测定值部位的图像数据的范围的合计值为预先规定的值以上时,计算检测对象部位的检测值。



CN 102573649 B

1. 一种超声波诊断装置,其具备连接探头和显示器的控制器,

该探头将沿着第 1 方向配置了多个振荡器的振荡器阵列分别并行地配置多个,或该探头具有使沿着上述第 1 方向配置了多个振荡器的振荡器阵列在与上述第 1 方向垂直的第 2 方向上摇动的摇动部,

上述控制器,控制从上述探头的振荡器阵列向被检体发送超声波束、从基于来自上述被检体测定部位的接收回波信号的图像数据生成多个断层图像,检测上述多个断层图像的每一个断层图像中包含的上述被检体测定部位的图像数据范围,在上述检测出的多个图像数据范围的合计值为预先规定的值以上时,将上述多个断层图像进行组合并计算所述被检体的颈动脉的血管壁的厚度。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

上述控制器具有检测上述血管壁的检测模式,在上述检测模式中,上述控制器计算上述血管壁的厚度。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其中,

所述超声波诊断装置还具备基于上述图像数据来显示图像的显示器,上述显示器基于由上述控制器生成的上述图像数据来显示图像。

4. 根据权利要求 1 至 3 的任意一项所述的超声波诊断装置,其中,

上述控制器具有对位模式,

在上述对位模式中,上述控制器基于上述回波信号生成上述检测对象部位的图像数据,并且生成表示上述探头相对于上述血管的倾斜位置的关系的倾斜位置关系图像数据,

上述显示器基于上述检测图像数据显示上述血管的图像及表示上述倾斜位置的关系的图像。

5. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其中,

在表示上述倾斜位置的关系的图像中,包含由上述探头检测的血管的中心线、和表示探头相对于上述中心线的倾斜状态的探头符号。

6. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其中,

在上述探头设置探头基点标记,

上述探头符号中包含探头基点,该探头基点对应于上述探头基点标记、且是表示上述倾斜位置的关系的图像上的位置显示。

7. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其中,

在表示上述倾斜位置的关系的图像中,在上述血管的中心线的两侧,包含表示能检测上述血管的范围的可检测线。

8. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其中,

上述探头沿着上述第 1 方向至少具备 3 列以上的多个超声波振荡器,上述多个超声波振荡器作为整体配置成格子状。

9. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其中,

上述摇动部绕摇动轴从上述振荡器阵列的摇动中心起按照基于上述控制器的指示的规定摇动角度进行摇动,

上述控制器按照上述对位模式中的上述振荡器阵列的摇动角度大于上述检测模式中的上述振荡器阵列的摇动角度的方式进行控制。

10. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其中,
上述探头的探头基点标记设置在上述振荡器阵列的端部。

11. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其中,
在上述对位模式中,上述控制器控制上述振荡器阵列的一部分振荡器,基于向上述第 2 方向发送超声波束而得到的回波信号生成对位用图像数据,控制上述振荡器阵列的剩余的振荡器,基于向上述第 2 方向发送超声波束而得到的回波信号生成检测对象部位的第 1 检测图像数据,

在上述检测模式中,上述控制器控制上述振荡器阵列的所有的振荡器,生成血管的第 2 检测图像数据,

上述显示器基于上述第 2 检测图像数据来显示检测图像。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置,其中,
上述对位用图像中使用的一部分振荡器阵列的超声波束的扫描可采用如下方法的任意一个,分别是:以机械方式进行扫描;通过施加电压而改变配置在振荡器阵列的被检体侧的材料的形状来进行扫描。

13. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置,其中,
因上述电压施加而变形的材料是导电性高分子或者介电弹性体。

14. 根据权利要求 11 或 12 所述的超声波诊断装置,其中,
上述显示器还在上述对位用图像上显示用于对位的引导线。

15. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置,其中,
上述探头具备多个在上述对位用图像中使用的一部分振荡器阵列,
上述控制器生成与各个振荡器阵列对应的对位图像数据、或者与所选择的振荡器阵列对应的对位图像数据,

上述显示器基于各对位图像数据来显示对位图像。

16. 一种超声波诊断装置的控制方法,上述超声波诊断装置具备连接探头和显示器的控制器,

该探头将沿着第 1 方向配置了多个振荡器的振荡器阵列分别并行地配置多个,或该探头具有使沿着上述第 1 方向配置了多个振荡器的振荡器阵列在与上述第 1 方向垂直的第 2 方向上摇动的摇动部,

上述超声波诊断装置的控制方法包括如下步骤:

从上述探头的振荡器阵列向被检体发送超声波束;

从基于上述被检体测定部位的接收回波信号的图像数据生成多个断层图像;

检测上述多个断层图像的每一个断层图像中包含的上述被检体测定部位的图像数据范围,和

在上述检测出的多个图像数据范围的合计值为预先规定的值以上时,将上述多个断层图像进行组合并计算所述被检体的颈动脉的血管壁的厚度。

17. 根据权利要求 16 所述的超声波诊断装置的控制方法,其包括如下步骤:

基于表示上述探头相对于上述血管的倾斜位置的关系的倾斜位置关系图像数据,在上述显示器上显示表示上述倾斜位置的关系的图像;

伴随上述探头的摇动,基于上述显示器所显示的表示上述倾斜位置的关系的图像,来

调整上述探头的移动;和

基于上述血管的图像数据在上述显示器显示图像。

超声波诊断装置及使用该装置的检测对象部位的图像显示 方法和测量方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置及使用该装置的测量方法。

背景技术

[0002] 近年来,超声波诊断装置作为例如检测颈动脉状态的设备而显露头角。以下概述超声波诊断装置的构造。

[0003] 也就是说,超声波诊断装置具备探头、连接于该探头的控制器、和连接于该控制器的显示器。超声波诊断装置利用从探头发送的超声波束,生成检测对象部位(颈动脉)的图像,并将该图像显示在显示器上(例如非专利文献1)。

[0004] 在非专利文献1中,作为检查颈动脉的状态的方法之一,记载了内中膜复合体厚(Intima-Media Thickness,以下简称为“IMT”)的测量。所谓“IMT”是颈动脉的血管壁的内膜和中膜的复合体的厚度。在IMT的测量中,沿着颈动脉设定IMT测量范围,一般会测量其间的最大厚(maxIMT)、平均厚(meanIMT)。例如,在非专利文献1中,作为IMT测量范围的长度,推荐1cm。

[0005] 【现有技术文献】

[0006] 【非专利文献】

[0007] 【非专利文献1】Journal of the American Society of Echocardiography February 2008(93页~111页)

[0008] 如非专利文献1中明确记载的那样,存在如下问题:如果不是进行过充分训练的熟练操作者,则无法正确地检测(测量)作为检测对象部位的颈动脉的状态例如IMT。

[0009] 也就是说,在现有例中,在打算测定颈动脉的状态时,必需在能够以纵向或垂直地切断颈动脉的中心线的位置处放置探头来发送超声波束。但是,从脖子的表面看不到颈动脉的位置、形态,并且颈动脉的位置、形态也是因人而异的。因此,如果不是进行过充分训练的熟练操作者,则无法在以纵向切断颈动脉的中心线的位置处放置探头,其结果将无法进行正确的检测。

发明内容

[0010] 本发明是为了解决上述问题而提出的,其目的在于提供一种即便不是熟练操作者也能够进行正确的检测的超声波诊断装置及使用该装置的检测对象部位的测定方法。

[0011] 本发明的第1超声波诊断装置具备连接探头和显示器的控制器,该探头具有沿着第1方向配置多个振荡器的振荡器阵列,上述控制器控制使用上述探头的振荡器阵列的超声波束的发送、以及作为检测对象部位的上述超声波束的反射波的回波信号的接收,基于上述回波信号生成图像数据,还使上述振荡器阵列在与上述第1方向垂直的第2方向上移动或者摇动,以接收来自上述检测对象部位的多个位置的回波信号,在根据上述回波信号所合成的上述多个位置的各断层图像中包含的、上述检测对象部位之中能取得测定值部位

的图像数据的范围的合计值为预先规定的值以上时,计算上述检测对象部位的检测值。

[0012] 上述超声波诊断装置具备与上述控制器连接的上述探头,上述控制器具有检测上述检测对象部位的状态的检测模式,在上述检测模式中,在上述探头接收与上述检测对象部位的多个剖面相关的回波信号、且在上述多个剖面中所占的上述检测对象部位之中上述能取得测定值部位的图像数据的范围的合计为上述预先规定的值以上时,上述控制器计算上述检测对象部位的检测值。

[0013] 上述超声波诊断装置还具备基于上述图像数据来显示图像的显示器,上述显示器基于由上述控制器生成的上述图像数据来显示图像。

[0014] 上述控制器具有在上述检测模式之前执行的的对位模式,在上述对位模式中,上述控制器基于上述回波信号生成上述检测对象部位的图像数据,并且生成表示上述探头相对于上述检测对象部位的倾斜位置的关系的倾斜位置关系图像数据,上述显示器基于上述检测图像数据显示上述检测对象部位的图像及表示上述倾斜位置的关系的图像。

[0015] 在表示上述倾斜位置的关系的图像中,包含由上述探头检测的检测对象部位的中心线、和表示探头相对于上述中心线的倾斜状态的探头符号。

[0016] 在上述探头设置探头基点标记,上述探头符号中包含探头基点,该探头基点对应于该上述探头基点标记、且是表示上述倾斜位置的关系的图像上的位置显示。

[0017] 在表示上述倾斜位置的关系的图像中,在上述检测对象部位的中心线的两侧,包含表示能检测上述检测对象部位的可检测线。

[0018] 上述探头沿着上述第 1 方向具有 3 列平行的振荡器阵列。

[0019] 上述探头具备基于上述控制器的控制使上述振荡器阵列摇动的摇动部。

[0020] 上述探头沿着上述第 1 方向至少具备 3 列以上的多个超声波振荡器,上述多个超声波振荡器作为整体配置成格子状。

[0021] 在第 2 超声波诊断装置中,上述摇动部围绕摇动轴从上述振荡器阵列的摇动中心起按照基于上述控制器的指示的规定摇动角度进行摇动,上述控制器按照上述对位模式中的上述探头的摇动角度大于上述检测模式中的上述探头的摇动角度的方式进行控制。

[0022] 上述探头的探头基点标记设置在上述振荡器阵列的端部。

[0023] 上述控制器具有在上述检测模式之前执行的的对位模式,在上述对位模式中,上述控制器控制上述振荡器阵列的一部分振荡器,基于向上述第 2 方向发送超声波束而得到的回波信号生成对位用图像数据,控制上述振荡器阵列的剩余的振荡器,基于向上述第 2 方向发送超声波束而得到的回波信号生成检测对象部位的第 1 检测图像数据,在上述检测模式中,上述控制器控制上述振荡器阵列的所有的振荡器,生成检测对象部位的第 2 检测图像数据,上述显示器基于上述第 2 检测图像数据来显示检测图像。

[0024] 上述对位用图像中使用的一部分振荡器阵列的超声波束的扫描可采用如下方法的任意一个,分别是:以机械方式进行扫描;在振荡器阵列的被检体侧设置因电压施加而变形的材料,使上述材料的形状发生变形来进行扫描。

[0025] 因上述电压施加而变形的材料是导电性高分子、离子导电性高分子、或者介电弹性体。

[0026] 上述显示器还在上述对位用图像上显示用于对位的引导线。

[0027] 上述探头具备多个在上述对位用图像中使用的一部分振荡器阵列,上述控制器生

成与各个振荡器阵列对应的对位图像数据、或者与所选择的振荡器阵列对应的对位图像数据,上述显示器基于各对位图像数据来显示对位图像。

[0028] 本发明的方法是使用超声波诊断装置的检测对象部位的测定方法,其包括如下步骤:使该超声波诊断装置的探头抵接于被检体;由上述探头接收来自检测对象部位的多个位置的回波信号;检测根据上述回波信号所合成的上述多个位置的各断层图像中包含的、上述检测对象部位的状态;和在检测上述检测对象部位的状态的步骤中,在上述检测对象部位之中能取得测定值部位的图像数据的范围的合计值为预先规定的值以上时,计算上述检测对象部位的检测值。

[0029] 本发明的方法是使用超声波诊断装置的检测对象部位的图像显示方法,其包括如下步骤:使上述第2超声波诊断装置的探头抵接于被检体;倾斜位置关系图像的显示步骤,基于表示上述探头相对于上述被检体的检测对象部位的倾斜位置的关系的倾斜位置关系图像数据,使上述显示器显示表示上述倾斜位置的关系的图像;使上述探头移动的同时,或者在移动之后,基于上述显示器所显示的表示上述倾斜位置的关系的图像,来调整上述探头的移动;和检测对象部位图像的显示步骤,然后,基于上述检测对象部位的图像数据使上述显示器显示图像。

[0030] 在实施抵接的上述步骤中,使上述探头抵接于上述被检体的颈部,在上述检测对象部位图像的显示步骤中显示颈动脉的图像。

[0031] 根据本发明的某个实施方式,具备连接探头和显示器的控制器,控制器具有检测模式,在该检测模式中,将上述探头相对于检测对象部位而可动的多个点的检测图像显示在上述显示器,并且在这些多个点的各检测图像中存在的能取得测定值部位的图像(适当图像)数据的范围的合计值存在规定值以上时,计算针对上述检测对象部位的检测值。由此,即便不是熟练操作者也能够进行正确的检测。

[0032] 此外,本发明的超声波诊断装置具备包括使振荡器排成多列的振荡器阵列的探头和显示器所连接的控制器,具有对位模式和检测模式,在上述对位模式中使用上述振荡器阵列的一部分,得到在与上述振荡器阵列大致正交的方向上以超声波束扫描对象而获得的对位用图像来进行对位,在之后切换至检测模式时,包含用于上述对位用图像的一部分振荡器阵列的上述振荡器阵列切换至检测图像,由于采用了上述结构,因此即便不是熟练操作者也能够进行正确的检测。

[0033] 即,在本发明中,在上述多个点的各检测图像中存在的能取得测定值部位的图像(合适图像)数据的范围的合计值存在规定值以上时,计算针对上述检测对象部位的检测值,因此,即便探头和检测对象部位的位置关系相对于合适的状态有些许偏离,也能够获得检测对象部位的检测值,其结果即便不是熟练操作者也能够进行正确的检测。

附图说明

[0034] 图1是本发明的超声波诊断装置100的结构图。

[0035] 图2是表示探头1的结构的概念立体图。

[0036] 图3是表示探头1的结构的概念侧视图。

[0037] 图4是实施方式1所涉及的超声波诊断装置100的电路模块结构图。

[0038] 图5是表示超声波诊断装置100的处理步骤的流程图。

- [0039] 图 6 是用于说明探头 1 的动作用的立体图。
- [0040] 图 7 是用于说明探头 1 的动作用的侧视图。
- [0041] 图 8 是说明显示器 4 的图像显示例的图。
- [0042] 图 9 是表示显示于显示器 4 的、上述探头 1 和颈动脉 6 的位置关系、促使探头 1 的位置修正的显示 4H 的图。
- [0043] 图 10 是表示显示于显示器 4 的、上述探头 1 和颈动脉 6 的位置关系、促使探头 1 的位置修正的显示 4H 的图。
- [0044] 图 11 是为了说明振荡器阵列 9 的摇动而示意表示的侧视图。
- [0045] 图 12(a) 是表示颈动脉和探头的位置关系的图, (b) 是表示在相同的摇动角 θ_1 下的长轴图像 Y1 的图, (c) 是表示在相同的摇动角 θ_2 下的长轴图像 Y2 的图, (d) 是表示在相同的摇动角 θ_3 下的长轴图像 Y3 的图。
- [0046] 图 13(a) 是表示颈动脉和探头的位置关系的图, (b) 是表示在相同的摇动角 θ_1 下的长轴图像 Y1 的图, (c) 是表示在相同的摇动角 θ_2 下的长轴图像 Y2 的图, (d) 是表示在相同的摇动角 θ_3 下的长轴图像 Y3 的图。
- [0047] 图 14(a) 是表示颈动脉和探头的位置关系的图, (b) 是表示在相同的摇动角 θ_1 下的长轴图像 Y1 的图, (c) 是表示在相同的摇动角 θ_2 下的长轴图像 Y2 的图, (d) 是表示在相同的摇动角 θ_3 下的长轴图像 Y3 的图。
- [0048] 图 15(a) 是表示颈动脉和探头的位置关系的图, (b) 是表示在相同的摇动角 θ_1 下的长轴图像 Y1 的图, (c) 是表示在相同的摇动角 θ_2 下的长轴图像 Y2 的图, (d) 是表示在相同的摇动角 θ_3 下的长轴图像 Y3 的图。
- [0049] 图 16 是用于说明颈动脉和探头的位置关系的侧视图。
- [0050] 图 17(a) 是表示探头基点侧从颈动脉的中心线向外方偏离些许的倾斜状态的图、(b) 是表示在检测相同的 IMT 的能取得测定值部位的图像 (适当图像) 数据的范围的规定长度内且在能够检测的范围 (幅度) 内的具体的检测位置 C 的图。
- [0051] 图 18 是实施方式 2 所涉及的超声波诊断装置 110 的电路模块结构图。
- [0052] 图 19 是表示超声波诊断装置 110 的处理步骤的流程图。
- [0053] 图 20A 是实施方式 3 所涉及的探头 1 的概略结构立体图。
- [0054] 图 20B 是实施方式 3 所涉及的探头 1 的、对位模式中的振荡器阵列和图像对应图。
- [0055] 图 20C 是实施方式 3 所涉及的探头 1 的、检测模式中的振荡器阵列和图像对应概略立体图。
- [0056] 图 21 是实施方式 3 中的、以振荡器阵列的一部分发送超声波的一个方法的结构概略剖面图。
- [0057] 图 22 是实施方式 4 所涉及的超声波诊断装置 130 的电路模块结构图。
- [0058] 图 23 是表示实施方式 4 中使用的探头的概略立体图。
- [0059] 图 24 是表示实施方式 4 中能使用的探头的概略立体图。
- [0060] 图 25 是表示实施方式 5 中使用的探头的概略立体图。
- [0061] 图 26 是实施方式 5 所涉及的超声波诊断装置 140 的电路模块结构图。

具体实施方式

[0062] 以下,参照附图说明本发明的超声波诊断装置的实施方式。

[0063] (实施方式 1)

[0064] 图 1 表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 的外观结构。超声波诊断装置 100 具备:探头 1、该探头 1 经由电缆 2 而连接的控制装置 3、连接于控制装置 3 的显示器 4、和脚踏开关 5。

[0065] 探头 1 将从控制装置 3 输出的超声波束发送至生物体内,并接收从生物体内反射而返回来的回波信号。探头 1 将接收到的回波信号作为回波数据输出至控制装置 3。

[0066] 控制装置 3 根据从探头 1 接收到的回波数据,生成例如颈动脉 6 的图像。控制装置 3 进一步生成表示探头 1 相对于颈动脉 6 的倾斜位置关系的倾斜位置关系图像。再者,以下将颈动脉 6 作为检测对象部位的一例进行说明。

[0067] 显示器 4 显示由控制装置 3 生成的颈动脉 6 的图像及倾斜位置关系图像。

[0068] 图 2 及图 3 表示探头 1 的结构。在探头 1 的本体外壳 7 内的前端侧,以摇动轴 8 配置了可自由摇动的振荡器阵列 9。

[0069] 具体而言,本体外壳 7 的靠近电缆 2 的一侧形状较小。该小形状部分作为检查者手持的握持部 7a 而发挥作用。此外,远离电缆 2 一侧的横长的大形状部是抵接于生物体的抵接部 7b。

[0070] 并且,如该图 2、图 3 所示,在该抵接部 7b 内的前端侧的长边方向上,多个振荡器配置成直线状。

[0071] 再者,振荡器阵列 9 也可以按照排列成平面状以外的凸面、凹面这种的曲线状的状态来设置,其形状没有限定。

[0072] 振荡器阵列 9 中排列多个由 PZT(锆石-钛酸铅)的压电陶瓷或 PMN-PT(铌镁酸-钛酸铅)等的压电单结晶、PVDF(聚偏氟乙烯)等的高分子材料所形成的超声波振荡器。由控制装置 3 对施加于各个压电体的电压以电的方式进行切换控制。

[0073] 振荡器阵列 9 构成为将多个超声波振荡器 10 配置成直线状。以转动轴 8 为中心,使振荡器阵列 9 在图 3 的剖面图所示的箭头 A 示出的方向上摇动从而以超声波束来扫描对象,得到具有宽度的宽范围的检测图像。

[0074] 作为使振荡器阵列 9 摇动来以超声波束扫描对象的方法,一般会考虑采用电动机等的驱动系统的方法。作为此外的方法,还存在如下的方式:在振荡器阵列 9 的上面侧(振荡器阵列 9 的被检体侧)或者下面侧(振荡器阵列 9 的与被检体侧相反的一侧),设置在施加电场(电压)时会变形的这种材料的形状变化层,通过使材料变形来以超声波束扫描对象。例如,在振荡器阵列 9 的被检体侧设置形状变化层的情况下,利用来自形状变化层的超声波束的声速和来自被检体的超声波束的声速之差来使超声波束折射以扫描被检体。此外,在振荡器阵列 9 的与相当于表面的被检体侧相反的一侧设置形状变化层的情况下,通过电压使形状变化层变形,从而改变振荡器阵列 9 的朝向来以超声波束扫描被检体。对于该方法的原理,在后面的实施方式 3 中进行详细说明。根据该方法,在相当于图 3 的转动轴 8 的部分配置振荡器阵列 9。

[0075] 在本实施方式中,超声波诊断装置 100 具备:进行对位使得探头 1 相对于颈动脉 6 处于适当的状态的对位模式、和具体检测颈动脉 6 的状态的检测模式。

[0076] 在对位模式中,因为需要从包含不清楚能否检测血管的范围在内的宽范围中搜索

血管,因此箭头 A 所示的振荡器阵列 9 的摇动角度设定为较宽的角度。另一方面,在之后的检测模式中,由于通过对位模式能够将大致沿着血管的、在某种程度上筛选之后的范围内的窄范围作为检测对象,因此可以是小一个量级以上的角度。在本实施方式中设定对位模式中的摇动角度为 30 度,之后的检测模式中的摇动角度为 1 度。具体在后面详细说明。

[0077] 此外,如图 2 所示,该探头 1 中,在本体外壳 7 的抵接部 7b,在振荡器阵列 9 的一端侧(端部)设置探头基点标记 7c。操作者一边参照该探头基点标记 7c 的位置,一边调整探头 1 的位置。该点在后面详细说明。

[0078] 图 4 是超声波诊断装置 100 的电路模块结构图。探头 1 的振荡器阵列 9 连接超声波收发部 11,该超声波收发部 11 连接收发控制部 12。

[0079] 此外,使探头 1 的振荡器阵列 9 进行摇动的摇动部 13 连接摇动控制部 14。

[0080] 再有,收发控制部 12 和摇动控制部 14 连接动作模式管理部 15。该动作模式管理部 15 在上述的对位模式中通过摇动部 13 使振荡器阵列 9 以摇动中心为基准按照 ± 15 度也就是 30 度的振动幅度(摇动角度)进行摇动,在之后的检测模式中通过摇动部 13 使振荡器阵列 9 以摇动中心为基准按照 ± 0.5 度也就是 1 度的振动幅度(摇动角度)进行摇动。

[0081] 超声波收发部 11 连接信号处理部 16,在该信号处理部 16 上并联连接图像生成部 17 及 IMT 测量区域决定部 18。

[0082] 此外,图像生成部 17 经由显示合成部 19 连接显示器 4。

[0083] 再有,IMT 测量区域决定部 18 经由 IMT 运算部 20 连接显示合成部 19。

[0084] 此外,图像生成部 17 连接血管中心检测部 21,该血管中心检测部 21 经由血管位置解析部 22 连接动作模式管理部 15 和探头引导图像生成部 23,该探头引导图像生成部 23 连接于显示合成部 19。

[0085] 另一方面,IMT 运算部 20 经由心扩张末期检测部 24 连接心电图检查部(以下称为 ECG) 25。

[0086] 再者,以上各部的动作由控制部 26 进行控制。控制部 26 例如主要由超声波收发部、信号处理部、图像生成部构成,其程序记录在 ROM27 中。

[0087] 此外,控制部 26 例如连接上述的脚踏开关 5,将其作为输入机构。再者,脚踏开关是输入机构的一例,也可以是其他的输入设备。

[0088] 图 5 是表示从对位模式(ST-S:“ST”是“步骤”的简记。以下同样。)向检测模式(ST-I)转移的流程图。首先,在对位模式(ST-S)中,如图 1 所示,将直线状的振荡器阵列 9 配置成平行地与头部 28 的上下延伸的颈动脉 6 相对。不过,由于颈动脉 6 延伸的方向无法视觉识别,因此振荡器阵列 9 和颈动脉 6 也不需要是严密地的平行相对。通过下述的对位动作,能够使振荡器阵列 9 正确地与颈动脉 6 延伸的方向平行相对。

[0089] 之后,按照图 4 的动作模式管理部 15 的对位模式指示,摇动控制部 14 驱动摇动部 13。图 6 及 7 表示振荡器阵列 9 摇动的样子。振荡器阵列 9 如箭头 A 那样以转动轴 8 为中心轴按照摇动角度(可动角度)30 度进行摇动,同时发送超声波束。由此,得到具有宽度的宽范围的检测图像。

[0090] 在该对位模式(ST-S)时,由于如上述那样将振荡器阵列 9 的摇动角度(可动角度)增大至 30 度,因此此时得到图 6 所示的颈动脉 6 的立体图像(3D 图像)(图 5 的 ST1)。

[0091] 此外,得到这种立体图像(3D 图像)的同时,还如图 6 所示那样从头部 28 的上方

到下方得到短轴剖面 L1、L2、L3。

[0092] 图 8 是显示器 4 的画面显示例。显示器 4 的画面的上方配置了长轴图像显示区域 4A, 在下方配置了短轴图像显示区域 4B。

[0093] 在该图 8 中, 首先重要的是, 在与图 6 的短轴剖面 L1 对应的短轴图像显示区域 4B 的短轴剖面图像 S1 中, 向头顶侧分支为 2 根的颈动脉 6 的剖面被表现为短轴剖面图像 S1 中的大小 2 个圆。这表示颈动脉 6 分支成 2 根的位置。

[0094] 也就是说, 为了使检测位置稳定, 将从包含颈动脉 6 的分支点的部分起靠下方的部分作为检测位置。

[0095] 此外, 如图 8 所示, 在短轴剖面图像 S1 中描绘了探头抵接角引导线 4L。探头抵接角引导线 4L 及 4M 是与短轴剖面图像 S1 的底边所成的角为 45 度 (将短轴剖面图像 S1 显示成正方形的图像时) 的直线。探头抵接角引导线也被称为探头插入角引导线。在颈动脉的分支点的上方部, 因探头 1 相对于头部的抵接角不同, 在短轴剖面图像 S1 中 2 根的颈动脉排列会变化。例如, 按照与包含鼻梁的假想面垂直相交的这种抵接角来使探头 1 抵接于头部的情况下, 如图 8 所示那样 2 根颈动脉横向排列, 按照从上述抵接角向后头部侧转动 45 度左右的抵接角使探头 1 抵接于头部的情况下, 2 根颈动脉与探头抵接角引导线 4L 大致平行地排列。这样, 根据探头抵接角引导线 4L 及 4M, 能够容易获知探头 1 相对于头部的抵接角。

[0096] 此外, 在与图 6 的短轴剖面 L2、L3 对应的图 8 的短轴图像显示区域 4B 的短轴剖面图像 S2、S3 的中心部分, 描绘了血管中心定位引导线 4C。能够确认颈动脉 6 的中心相对于该线处于哪一侧、位置偏离了多少。

[0097] 如果振荡器阵列 9 和颈动脉 6 不是平行状态, 则之后无法检测 IMT。因此, 为了确认振荡器阵列 9 是否以平行状态与颈动脉 6 相对, 显示了血管中心定位引导线 4C。在此, 说明短轴剖面图像 S1 ~ S3 及血管中心的求取方法。

[0098] 从图 4 的振荡器阵列 9 得到的信息 (回波数据) 经由超声波收发部 11、信号处理部 16 被传送至图像生成部 17。图像生成部 17 基于该信号生成立体图像数据。基于该立体图像数据, 由血管中心检测部 21 计算出血管中心位置。

[0099] 也就是说, 利用颈动脉 6 的剖面接近于圆的特征, 根据该圆的大小计算血管中心位置, 将该数值与血管中心定位引导线 4C 进行比较, 计算偏移量。该图 8 所示的状态是在短轴剖面图像 S1 中表现出 2 根颈动脉 6, 此外由于对短轴剖面图像 S2、S3 的中心的血管中心定位引导线 4C 通过颈动脉 6 的中心, 因此, 称之为合适的检测位置。再者, 图 8 的线 SL1、SL2、SL3 表示与图 6 的短轴剖面 L1、L2、L3 对应的颈动脉 6 的剖面部分。

[0100] 图 9、图 10 表示显示器 4 中显示的、上述的探头 1 和颈动脉 6 的位置关系、以及促使探头 1 的位置的修正的显示 4H 的图。图 9、图 10 中示出了图 8 的短轴剖面图像 S1、S2、S3, 还在短轴剖面图像 S1 的上方显示了探头 1 的倾斜位置关系图像 4D。

[0101] 该倾斜位置关系图像 4D, 表示探头 1 相对于颈动脉 6 的倾斜状态, 并且其作用在于促使该探头 1 的位置调整, 使得探头 1 与颈动脉 6 平行地相对。

[0102] 具体而言, 倾斜位置关系图像 4D 具有由探头 1 检测的颈动脉 (检测对象部位) 6 的中心线 4E、表示探头相对于该中心线 4E 的倾斜状态的探头符号 4F。并且在探头符号 4F 上一并显示了探头基点 4G。

[0103] 探头基点 4G 是与设置在图 1 所示的振荡器阵列 9 的一端侧的探头基点标记 7c 对应的图像上的记号,表示在显示器 4 的图像上。

[0104] 因此,如图 9 所示那样倾斜位置关系图像 4D 的探头符号 4F 的箭头 4H 朝下显示的情况下,操作者只要使探头 1 的探头基点标记 7c 侧向该箭头 4H 方向移动即可。

[0105] 此外,如图 10 所示那样倾斜位置关系图像 4D 的探头符号 4F 的箭头 4H 朝上显示的情况下,操作者只要使探头 1 的探头基点标记 7c 侧向该箭头 4H 方向移动即可。

[0106] 这样促使探头 1 的探头基点标记 7c 侧的移动的箭头 4H,由图 4 的血管中心检测部 21、血管位置解析部 22、探头引导图像生成部 23 生成。

[0107] 也就是说,根据在图 8 的短轴剖面图像 S1、S2、S3 中,颈动脉 6 存在于血管中心定位引导线 4C 的何处(包含偏移方向的偏移量),来生成促使探头 1 的探头基点标记 7c 侧的移动的箭头 4H。

[0108] 上述的短轴剖面图像 S1、S2、S3、长轴图像显示区域 4A、倾斜位置关系图像 4D、中心线 4E、探头符号 4F、探头基点 4G、箭头 4H 的各图像数据,由图 4 的探头引导图像生成部 23 来生成。各图像数据被送至显示合成部 19,在此与从图像生成部 17 送来的长轴图像显示区域 4A 的图像数据进行合成,其结果会进行图 9、或者图 10 那样的显示(图 5 的 ST2、ST3)。

[0109] 通过以上的操作确认将探头 1 配置(抵接)于颈动脉 6 的合适的检测位置时,也就是图 9、图 10 的箭头 4H 消失时,接下来处理进入图 5 的检测模式(ST-I)。

[0110] 为了进入检测模式,操作者只要踩踏例如图 1 所示的脚踏开关 5 即可。但是,也可以由控制部 26 来检测已达到箭头 4H 消失的状态,无论有无来自脚踏开关 5 的信号都使动作模式转移至图 5 的检测模式(ST-I)。再者,上记箭头 4H 的尺寸是固定的,与偏移量无关,但也可以对应于偏移量来改变尺寸,使得容易识别剩余的偏移量。

[0111] 再有,在识别出已能够将探头 1 配置(抵接)于颈动脉 6 的合适的检测位置的情况下,也可以不仅仅是如上述那样箭头 4H 消失,可将倾斜位置关系图像 4D 的颜色改变为例如绿色,作为通常的感觉,以表示“OK”的显示形式以便识别。

[0112] 在接下来的步骤的图 5 的检测模式(ST-I)中,按照图 4 的动作模式管理部 15 的检测模式指示,摇动控制部 14 驱动摇动部 13。其结果如图 11 所示那样,摇动控制部 14 使振荡器阵列 9 以转动轴 8 为中心轴在摇动角度(可动角度)1 度这种的微小角度范围中进行摇动。由此,能够实现仅瞄准颈动脉 6 的、幅度较窄的范围的检测动作。具体而言,只要取得多个点的图像数据,并基于该图像数据检测(测量)IMT 值即可。

[0113] 如上述,一般作为 IMT 的测量范围推荐 1cm,使用颈动脉的规定的长度进行 IMT 测量。图 12~图 15 表示振荡器阵列 9 和颈动脉 6 的位置关系。例如图 12(a) 是组合了颈动脉的长轴图像的示意图和表示具备探头基点标记 4G 的探头的示意图,来表示它们的位置关系的倾斜位置关系图像。图 12(b)~(d) 分别表示摇动角 θ_1 ~ θ_3 的长轴图像 Y1(图 12(b))~Y3(图 12(d))。各图的横宽与测量 IMT 的颈动脉的规定长度对应。

[0114] 其中,图 14 表示振荡器阵列 9 与颈动脉 6 平行相对的状态。特别地,图 14(a) 表示颈动脉的长轴图像的示意图的中心(颈动脉 6 的中心线 4E)与表示具备探头基点标记 4G 的探头的示意图的中央重合的理想的位置状态。也就是说,表示振荡器阵列 9 适当地位于能够取得 IMT 的测定值的部位。

[0115] 处于图 14(a) 所示的这种理想的位置状态时,如图 14(c) 及后述那样,在一幅的图

像数据中,以满足规定长度的状态包含能进行 IMT 测量的图像数据的显示(中膜外膜边界 4J 和内腔内膜边界 4K 清晰的显示)。

[0116] 另一方面,图 12、图 13 表示振荡器阵列 9 的探头基点 4G 侧相对于颈动脉 6 的中心线 4E 向外方偏离的倾斜状态,图 15 表示振荡器阵列 9 的探头基点 4G 侧向颈动脉 6 的中心线 4E 侧偏离的倾斜状态。在这种的位置状态时,一幅的图像数据中包含的可进行 IMT 测量的数据的显示,是以未满足规定长度的状态包含的。

[0117] 因此,如图 12、图 13、图 15 所示,当处于振荡器阵列 9 的探头基点 4G 侧相对于颈动脉 6 的中心线 4E 向外方或内侧偏离的倾斜状态时,本来为了修正其倾斜状态,需要进行探头 1 的移动调整调整。但是,对于颈动脉 6 这种较细的对象,将探头 1 以平行的状态进行配置所需的倾斜调整是非常微妙的操作,如果不是熟练操作者则会成为极为困难的作业。

[0118] 因此,在本实施方式中,如图 14 所示那样振荡器阵列 9 与颈动脉 6 平行地相对时自不用说,如果是图 12 所示那样振荡器阵列 9 的探头基点 4G 侧相对于颈动脉 6 的中心线 4E 向外方偏离些许的倾斜状态、图 15 的振荡器阵列 9 的探头基点 4G 侧向颈动脉 6 的中心线 4E 侧偏离些许的倾斜状态,就能够进行 IMT 检测(测量)。

[0119] 若对此继续进行说明,图 12~图 15 的各图(b)表示图 11 中的摇动角 θ_1 的状态下的长轴图像(Y1),图 12~图 15 的各图(c)表示图 11 中的摇动角 θ_2 的状态下的长轴图像(Y2),图 12~图 15 的各图(d)表示图 11 中的摇动角 θ_3 的状态下的长轴图像(Y3)(图 5 的 ST4)。

[0120] 此外,在这些图 12~图 15 的各图(b)~(d)中,4I 表示颈动脉 6 的外侧,4J 表示中膜外膜边界,4K 表示内腔内膜边界。此外,虚线表示无法根据回波数据清晰地描绘出中膜外膜边界和内腔内膜边界,实线表示能够清晰地描绘出中膜外膜边界和内腔内膜边界。在该中膜外膜边界 4J 和内腔内膜边界 4K 之间存在中膜和内膜,该中膜与内膜的厚度(中膜外膜边界 4J 与内腔内膜边界 4K 之间的厚度)为 IMT 的值。因此,为了根据图 12~图 15 的各图(b)~(d)检测 IMT 的值,在这些的图 12~图 15 的各图(b)~(d)中明确存在中膜外膜边界 4J 和内腔内膜边界 4K(清晰地被描绘)是较为重要的。

[0121] 即,如图 14 所示那样振荡器阵列 9 与颈动脉 6 平行地相对时自不用说,即便是图 12 所示那样振荡器阵列 9 的探头基点 4G 侧相对于颈动脉 6 的中心线 4E 向外方偏离些许的倾斜状态、图 15 的振荡器阵列 9 的探头基点 4G 侧向颈动脉 6 的中心线 4E 侧偏离些许的倾斜状态,在这些的图 12、图 14、图 15 的各图(b)~(d)中,作为总合计明确存在中膜外膜边界 4J 和内腔内膜边界 4K。

[0122] 进一步具体而言,如果是图 12,在(b)的右侧部分、(c)的中心部分、(d)的左侧部分明确存在中膜外膜边界 4J 和内腔内膜边界 4K。由此,可以说在图 12 所示的、表示上述的中膜外膜边界 4J 和内腔内膜边界 4K 明确地存在的图像(数据)中,清晰地描绘着能够取得测定值的部位。这样,可以说该图像是适合于 IMT 测量的合适图像。若组合图 12(b)、(c)、(d)的 3 幅图像来考虑,则通过重叠该 3 幅图像,从而能够在图 12(b)至(d)的作为整体表现的规定的长度(本实施例中为各图的横宽长)中确认中膜外膜边界 4J 与内腔内膜边界 4K 之间,能够检测中膜外膜边界和内腔内膜边界以测量其间的厚度。由此,能够检测 IMT 的值。

[0123] 此外,如果是图 14,则在图 14(c)的一幅图像中在从左至右的整体部分中能够确

认中膜外膜边界 4J 与内腔内膜边界 4K 之间,由此能够检测 IMT 的值。进而,如果是图 15,由于在 (b) 的左侧部分、(c) 的中心部分、(d) 的右侧部分中膜外膜边界 4J 和内腔内膜边界 4K 明确地存在,因此若总体来考虑这些部分,则在 (b) 至 (d) 的整体中能够确认中膜外膜边界 4J 与内腔内膜边界 4K 之间,由此能够检测 IMT 的值。相对于此,如果是图 13,因为在 (b) 中没有明确地存在中膜外膜边界 4J 和内腔内膜边界 4K,仅在 (c) 的右侧部分、(d) 的中心部分中膜外膜边界 4J 和内腔内膜边界 4K 明确地存在,因此总体来考虑这些部分时,无法在 (b) 至 (d) 的整体中确认中膜外膜边界 4J 和内腔内膜边界 4K 之间,其结果将无法检测 IMT 的值。

[0124] 再者,图 11 中表示在颈动脉 6 的中心出现中膜外膜边界 4J ~ 内腔内膜边界 4K 的清楚部分。具体而言,在图像上以一根细的直线表示:振荡器阵列 9 为摇动角 θ_2 的位置处,在其箭头正下方重叠显示的四角之中,能够明确地描绘出中膜外膜边界 4J 和内腔内膜边界 4K。此外,在摇动角 θ_1 和 θ_3 的位置,通过中膜外膜边界 4J 和内腔内膜边界 4K 具有某些偏离幅度的区域来表示:在图 11 颈动脉 6 的外侧出现中膜外膜边界 4J ~ 内腔内膜边界 4K 的不清楚部分。与 θ_2 的一根细线不同,在图像上表示出不明确。

[0125] 图 16、图 17 是用于说明如果是图 12 所示那样振荡器阵列 9 的探头基点 4G 侧相对于颈动脉 6 的中心线 4E 向外方偏离些许的倾斜状态、图 15 的振荡器阵列 9 的探头基点 4G 侧向颈动脉 6 的中心线 4E 侧偏离些许的倾斜状态、能够进行 IMT 检测的图。当然,在如图 14 所示那样振荡器阵列 9 与颈动脉 6 平行地相对时也能够进行 IMT 检测。在该检测模式 (ST-I) 中,如上述那样,振荡器阵列 9 以转动轴 8 为中心轴按照摇动角度 (可动角度) 1 度进行摇动,由此能够实现仅瞄准颈动脉 6、宽度窄的范围的检测动作。

[0126] 在此,图 16 表示能够进行 IMT 检测的范围 A、能够明确地检测中膜外膜边界 4J 和内腔内膜边界 4K 的位置 B。图 17(a) 表示如图 12 所示那样振荡器阵列 9 的探头基点 4G 侧从颈动脉 6 的中心线 4E 向外方偏离些许的倾斜状态,图 17(b) 表示此时在检测 IMT 的能取得测定值部位的图像 (适当图像) 数据的规定长度内且在能检测的范围 (宽度) A 内的具体的检测位置 C。

[0127] 此外,在该图 17(b) 中也对应于图 16,图 17 的宽度 A 表示能进行 IMT 检测的范围,线 B 表示能够明确地检测中膜外膜边界 4J 和内腔内膜边界 4K 的位置。

[0128] 也就是说,在图 17(b) 中,在如图 12 所示那样振荡器阵列 9 的探头基点 4G 侧从颈动脉 6 的中心线 4E 向外方偏离些许的倾斜状态的情况下,振荡器阵列 9 以转动轴 8 为中心轴按照摇动角度 (可动角度) 1 度进行摇动 (微小摇动)。由此,仅在通过能够进行 IMT 检测的范围 (该情况下也是倾斜状态) 即宽度 A 时,如图 12 所示那样成为能够明确地检测中膜外膜边界 4J 和内腔内膜边界 4K 之间的状态 (图 5 的 ST5、ST6)。

[0129] 再者,在本实施方式中,如图 17(b) 所示那样,为了检测 IMT 所需要的能取得测定值部位的图像 (合适图像) 数据的范围的规定长度 D 设定为 1cm。

[0130] 也就是说,能够确认上述的中膜外膜边界 4J 和内腔内膜边界 4K 之间的长度需要 1cm,在具有该长度时 (图 17(b) 中的倾斜的 3 根 C 的图中横向的长度的合计值能够确保 1cm 以上时),通过根据各位置处的 IMT 检测值测量 (计算) 其间的最大厚 (maxIMT)、平均厚 (meanIMT),从而能够针对检测对象部位 (颈动脉 6) 进行 IMT 检测。

[0131] 再次参照图 4。

[0132] IMT 测量区域决定部 18 确定将图 12 ~ 图 15 的 (b) ~ (d) 的哪部分决定为测量区域。并且如上述那样在 1cm 的范围中能够确认中膜外膜边界 4J 和内腔内膜边界 4K 之间时, IMT 测量区域决定部 18 将图 17(b) 中的倾斜的 C 位置处的检测值即 IMT 数据发送至 IMT 运算部 20。

[0133] IMT 运算部 20 经由心扩张末期检测部 24 连接心电图检查部 25(以下记为“ECG25”)。在由心扩张末期检测部 24 求出的心扩张末期, 检测出 IMT, 检测的结果经由显示合成部 19 显示在显示器 4 上(图 5 的 ST7、ST8)。

[0134] 也就是说, 在本实施方式中, 在振荡器阵列 9 与颈动脉 6 平行地相对时自不用说, 即便是图 12 所示那样振荡器阵列 9 的探头基点 4G 侧相对于颈动脉 6 的中心线 4E 向外方偏离些许的倾斜状态、或者是图 15 的振荡器阵列 9 的探头基点 4G 侧向颈动脉 6 的中心线 4E 侧偏离些许的倾斜状态, 也能够进行 IMT 检测(测量)。其结果使得测定作业变得极为简单。

[0135] 如以上所示, 根据本实施方式所涉及的超声波诊断装置 100, 即便不是熟练操作者也能够简单/正确地进行该 IMT 检测。

[0136] 再者, 本实施方式中, 表示了检测模式中如图 12 ~ 图 15 那样显示多个点的检测图像的情况, 但也未必显示图 12 ~ 图 15, 只要在转移至检测模式之后, 可在规定时间内确认上述的中膜外膜边界 4J 和内腔内膜边界 4K 之间的部位、也就是能取得测定值部位的图像数据的范围的长度能够确保 1cm 以上, 则即使没有图像也能够计算 IMT。该情况下, 如果即便经过了规定时间还是无法确认所需的长度(IMT 测量区域), 则如图 5 的流程图所示暂时返回至对位模式, 再次进行使探头 1 相对于颈动脉 6 处于合适的状态的对位。

[0137] 此外, 虽然不是熟练操作者, 但若是能够进行颈动脉的描绘操作的用户, 即便不使用定位模式, 用户通过判断能否大致描绘出颈动脉, 也能够仅使用检测模式。

[0138] 再者, 在本实施方式中, 假设在能够确认中膜外膜边界 4J 和内腔内膜边界 4K 之间的长度为 1cm 时实施 IMT 的测量, 但也不限定于 1cm。例如, 也可以是 1cm 之内的规定比例以上。如果增大该比例, 由于能在更为合适的位置进行 IMT 测量, 因此可提高 IMT 值的正确性, 如果减小比例, 则由于尽管相对于合适的位置有所偏离但也能进行 IMT 测量, 因此可提高操作性。

[0139] 再有, 本实施方式中利用图像来实施 IMT 测量, 但也可利用构筑图像之前的回波数据来实施 IMT 测量。

[0140] 此外, 本实施方式中通过使配置成直线状的振荡器阵列摇动来获取短轴剖面像, 但通过配置与直线状配置的一个或多个振荡器阵列正交的振荡器阵列, 也能够实现同样的处理。

[0141] 再有, 本实施方式中叙述了将检测对象设定为颈动脉来进行 IMT 测量的例子, 但并不限于此, 例如也可应用于大腿动脉的 IMT 测量。此外, 在腹部大动脉的血管径的测量中, 将血管的前壁和后壁被清晰地描绘的图像作为适当的图像也能够应用本技术。

[0142] 再有, 在胎儿测量等情况下, 将例如大腿骨等的测量部位被清晰地描绘的图像作为适当的图像也能够应用本技术。

[0143] (实施方式 2)

[0144] 图 18 是本实施方式的超声波诊断装置 110 的电路模块结构图。超声波诊断装置

110 具备：探头 1、控制器 310、显示器 4、和脚踏开关 5。

[0145] 对于图 18 所示的超声波诊断装置 110 的各构成要素之中的、与实施方式 1 所涉及的超声波诊断装置 100 具有共同的功能的构成要素赋予相同的参照符号，并省略其说明。

[0146] 在本实施方式的超声波诊断装置中，代替图 4 所示的、实施方式 1 中的心扩张末期检测部 24 及 ECG25，如图 18 所示那样设置心扩张末期检测部 24A。

[0147] 心扩张末期检测部 24A 利用日本国专利第 4189405 号所记载的技术还检测血管收缩末期，并在该定时检测 IMT。再者，将日本国专利第 4189405 号的专利说明书以及附图的全部内容援引于本申请。

[0148] 具体而言，心扩张末期检测部 24A 具备对从信号处理部 26 接收到的信号进行解析来追踪被检体组织的运动的组织追踪部、和检测与追踪到的被检体组织的运动相关的特征量从而输出特征量检测信号的特征量检测部。组织追踪部追踪颈动脉的血管壁的运动。理想的是在血管壁的厚度处于最大时测量 IMT 值。对于颈动脉而言，在心脏收缩期血管急剧变宽，而在心脏扩张期血管缓缓收缩。特征量检测部追踪这种的颈动脉的血管壁的运动，检测血管壁的厚度最大的心扩张末期。

[0149] 这样一来，由于不需要将心电图检查部（以下称为 ECG）25 安装于检查者，因此即便不是熟练操作者也能够进一步简单地进行 IMT 检测（测量）作业。

[0150] 再者，在本实施方式中，如图 19 的（ST4）所示那样，若颈动脉 6 的中心和中心线 4E 一致、或者来到了其附近的部分，则停止振荡器阵列 9 的摇动，在该状态下对颈动脉 6 的相同位置照射波束，将该部分的图像（例如图 8）显示在显示器 4 上。

[0151] 然后，在（ST5）中检测心扩张末期，继而在（ST6）中生成与图 5 的 ST4 相同的图 12 至图 15 的图像，在（ST7）中与图 5 的 ST6 同样地，判断“IMT 测量区域是否为规定值以上？”，在（ST8）中将 IMT 的值显示在显示器 4。

[0152] （实施方式 3）

[0153] 图 20A 表示本实施方式所涉及的探头 1。探头 1 与实施方式 1 或者实施方式 2 所涉及的超声波诊断装置连接。并且，受到来自超声波诊断装置的超声波束的收发控制，接收回波信号。所得到的回波信号作为回波数据被发送至超声波诊断装置。其结果可获得超声波诊断图像。

[0154] 本实施方式的振荡器阵列 9A、9B 还可配置多个由 PZT（锆石·酞酸铅）的压电陶瓷或 PMN-PT（铌镁酸·酞酸铅）等的压电单结晶、PVDF（聚偏氟乙烯）等的高分子材料所形成的超声波振荡器。通过由控制器 3 对施加于各个压电体的电压进行电切换控制，可获得超声波诊断图像。

[0155] 针对该颈动脉 6 的振荡器阵列 9A，在长边方向上以超声波束扫描对象，以取得长轴方向的回波数据。该回波数据被用于后面步骤的以电路实现的长轴图像显示。此外，振荡器阵列 9B 通过在与长轴图像显示的方向大致正交的短轴方向上以超声波束来扫描对象，从而获取短轴方向的回波数据。该回波数据被用于后面步骤的以电路实现的短轴图像显示。

[0156] 在此，由振荡器阵列 9A 得到的回波数据按照已公知的电子控制方式来形成超声波图像。另一方面，振荡器阵列 9B 需要在短轴方向上以超声波束扫描对象以形成图像。作为在该短轴方向以超声波束扫描对象的扫描方式，存在使用电动机等机械地使振荡器阵列

9B 转动或者往复运动的方式。此外,作为其他的方式之一,还有在振荡器阵列 9B 的上面(被检体侧)或者下面(振荡器阵列 9B 的与被检体侧相反的一侧)设置施加电场(电压)时会变形的材料,使该材料变形从而以超声波束扫描对象的方式。对于该方式在后面详细说明。

[0157] 操作者使探头 1 例如与颈动脉 6 的形态大致并行地抵接于被检体。于是,如图 20A ~ 20C 所示,若从振荡器阵列 9A 收发超声波束,则可基于得到的回波数据显示超声波断层图像 40A。另一方面,振荡器阵列 9B 在与振荡器阵列 9A 的阵列方向正交的方向上以物理方式转动、往复或者摇动运动,在其间以超声波束扫描对象。基于其结果得到的回波数据可显示超声波断层图像 40B。在图 20A ~ 20C 中,振荡器阵列 9B 构成为设置在振荡器阵列 9A 的两端。采用这种结构时,观看着两端的超声波图像 40B 能够容易与颈动脉 6 的血管中心进行对位。图 20A 中为了以模拟的方式容易理解而以示意立体图表示振荡器阵列和超声波图像,但如图 20B 所示那样探头 1 的振荡器阵列 9A、B 和图像显示 40A、40B 是对应起来的。

[0158] 利用图 20B 及图 20C 说明实际上在对位模式中进行对位之后,转移至检测模式进行 IMT 测量时的方法。

[0159] 图 20B 中表示对位模式的状态。操作者按照探头 1 的振荡器阵列 9A、B 的中心来到颈动脉 6 的血管中心位置的方式进行对位。

[0160] 能够以如下的方法进行对位。以物理方式在短轴方向上控制两端的振荡器阵列 9B 的动作,利用超声波束扫描对象以获得超声波图像 4B(对位图像),同时还通过振荡器阵列 9A 获得长轴方向的超声波图像 4A。尽管由此得到颈动脉 6 的断层像,但此时未必就与颈动脉 6 的血管中心对准,多数情况出现偏离。在此,操作者按照血管中心来到超声波图像 4B(对位图像)的血管中心对位引导线 4C 的方式使探头 1 移动,来调整相对颈动脉 6 的血管中心的偏离。通过让血管中心来到超声波图像 4B(对位图像)的血管中心对位引导线 4C,由此长轴方向的血管中心被显示在超声波图像 4A。如果处于这种状态,则对位模式完成,切换至接下来的检测模式。再者,从该对位模式切换至检测模式的切换方法是任意的。例如,可使其具备自动识别在超声波图像 4B 的血管中心对位引导线 4C 处出现血管中心的这种情况的功能,从而自动地切换至检测模式,亦可在装置的一部分中设置切换开关等通过操作开关来切换至检测模式。

[0161] 图 20C 表示检测模式时的图像显示例。在检测模式中,对位模式中所使用的振荡器阵列 9B 返回至使阵列方向及短轴方向的倾斜与振荡器阵列 9A 一致的位置。然后,使振荡器阵列 9A 和 9B 一并进行动作获取回波数据,生成并显示长轴方向的超声波图像 4A(检测图像)。由此,长轴方向的超声波图像 4A(检测图像),能够显示比图 20B 所示的超声波图像 4A 还宽(长)的区域。特别在诊断颈动脉 6 的血管的情况下,由于连接于脑的血管的分支的部分(例如相当于图 6 的 L1 的部分)位于被检体的颌部的附近,因此如专利文献(专利 4237256 号)所示那样,振荡器阵列的两端的对位中使用的部分无法在长轴方向进行图像显示。由此,无法显示血管的分支区域,有时会成为死区。这成为了进行诊断时的课题。但是,通过使用本实施方式的超声波探头能够消除该问题。

[0162] 如上述,通过进行对位模式至检测模式的一连串的操作,能够根据宽幅区域的超声波图像 4A 来进行 IMT 的测量,即便操作者不是熟练操作者也能够进行再现性高、且高精度的测量。

[0163] 再者,以上说明了对位图像使用了两端的振荡器阵列 9B 的 2 个区域的 2 个画面。除此之外,用于对位图像的振荡器阵列也可以使用 3 个以上的区域、例如两端部和中心部的 3 个区域。在该情况下,可以选择进行对位图像显示的振荡器阵列的区域来进行对位。或者在对位模式时不显示长轴方向的图像 4A 而仅显示 3 个以上的对位图像来进行对位,在切换至检测模式时变为长轴方向的图像,也能够获得同样的效果。

[0164] 接下来,参照图 21 来说明使用振荡器阵列 9B 在短轴方向以超声波束扫描对象的其他例子。具体而言说明如下的例子:在振荡器阵列 9B 的上面(被检体侧)或者下面(振荡器阵列 9B 的与被检体侧相反的一侧)设置施加电场时会变形的这种材料,使材料变形以超声波束来扫描对象。

[0165] 图 21 表示与图 20A ~ 20C 的振荡器阵列 9A、9B 的阵列方向正交的概略剖面图。振荡器阵列 9A、9B 具备:超声波振荡器 10、形状变化层 29、保持超声波振荡器 10 的背面负荷件 30、在以超声波束来扫描对象的形状变化层 29 的两面配置的电极 31、32。再者,为了使用振荡器阵列 9A、B 发送超声波束,还需要在电极 31、32 之间施加电信号的可变电源,但在此省略其图示。

[0166] 再者,在形状变化层 29 的两面设置的电极 31、32,是图 20A ~ 20C 所示的振荡器阵列 9B 的区域。

[0167] 超声波振荡器 10 是由将 PZT 系这种的压电陶瓷、PMN-PT 系这种的压电单结晶、或者材料和高分子进行复合之后得到的复合压电体等材料构成。

[0168] 在超声波振荡器 10 的厚度方向的前面,设置未图示的接地电极,在背面设置信号用电极。形状变化层 29 对应于超声波振荡器 10 配置在成为被检体侧的厚度方向前面,具有使超声波束的方向可变的功

[0169] 形状变化层 29 需要来自被检体的超声波束的声速和来自形状变化层 29 的超声波束的声速存在差异,有效地利用该声速差来改变超声波束的方向。

[0170] 再有,本实施方式的形状变化层 29 使被检体侧的面形成曲面形状,以便具有在被检体的任意深度使超声波束收束的功能。以下,具体进行说明。

[0171] 如图 21(a) 所示,在使超声波束 33 直线行进、并在任意的深度处使其收束的情况下,只要形状变化层 29 的被检体侧的面形成为具有单一曲率半径的这种形状即可。形状变化层 29 表面的曲面形状通过形状变化层 29 的声速和被检体的声速之差而形成凹面形状或凸面形状,由此能够使超声波束收束。例如,在形状变化层 29 的声速比被检体的声速慢时,为了使超声波束收束其形状成为凸面,相反在形状变化层的声速较快的情况下成为凹面形状。

[0172] 如图 21(b)、(c) 中所示那样,为使超声波束 33 的方向可变(在此为与图 20A ~ 20C 所示的振荡器阵列 9B 的阵列方向正交的方向),并且使超声波束 33 在任意的深度处收束的情况下,形状变化层 29 的被检体侧的面的曲面成为因位置不同从而曲率半径逐渐可变的形状。

[0173] 这样使形状变化层 29 的被检体侧的表面形状可变,能以如下方式实现,即:将形状变化层 29 的一个电极(这里为电极 32)分割为多个,控制施加于各个电极的电信号即电压。为了像这样使形状变化层 29 的形状发生变化从而改变超声波束的收束和方向,需要高精度地使其变形。为此,需要增加设置多个的电极 32 的数量,此外还需要高精度地控制电

极的形状、进而施加于各个电极的电压。

[0174] 作为该形状变化层 29 的材料,采用离子导电性高分子聚合物、介电型聚合物、及导电性聚合物等的因施加于高分子的电信号而高分子变形的材料。

[0175] 离子导电性高分子聚合物,是设置有离子交换树脂和处于其两面的电极的聚合物促动器,其具有的功能在于,离子交换树脂内的离子因施加的电压而移动,移动的离子侧膨胀从而高分子变形。聚合物促动器中具有高分子的材料,该高分子的材料含有在聚乙烯、聚丙烯、氟树脂等中导入了磺酸基、羧基等官能基之后的物质、聚氯乙烯 (PVC)、聚甲基丙烯酸甲酯 (PMMA)、聚亚胺酯等的非导电性高分子和离子性物质。

[0176] 此外,介电型聚合物具有如下功能:通过对在聚合物的两面设置的电极之间施加电压,聚合物因其电极间的静电引力而在厚度方向被压缩、在聚合物的平面方向伸长从而变形。该介电型聚合物中具有硅橡胶、聚亚胺酯、丙烯酸合成橡胶等的材料。

[0177] 此外,导电性聚合物具有如下功能:从具有导电性的聚合物取出电端子,当向其电端子施加电压时,电端子间的导电性聚合物收缩,当关断施加电压时导电性聚合物复原。该导电性聚合物中具有聚吡咯树脂等。

[0178] 此外,除了上述材料以外,只要是因电信号聚合物材变形的材料即可,并不限于上述材料。

[0179] 例如,在形状变化层 29 中使用离子导电性高分子聚合物的情况下,离子因施加于电极 31、32 间的电压而移动,移动的离子侧出现膨胀从而高分子变形的大小变化。因此,通过改变施加于各个电极 31、32 的电压,由此能够改变位于各个电极 32 的区域的形状变化层 29 的部分的变形量。由此,能够使形状变化层 29 的被检体侧的面任意可变,其结果能够在与振荡器阵列 9A、B 正交的方向上以超声波束来扫描对象,能够获得短轴方向的超声波图像。

[0180] 此外,在本实施方式中,说明了将形状变化层设置在超声波振荡器 10 的被检体侧的结构,但除此之外,在超声波振荡器 10 与背面负荷件之间或者背面负荷件的背面侧设置形状变化层,通过调整施加于形状变化层的电压从而使超声波振荡器 10 的振荡器阵列 9B 变形,从而在物理方面发生变化以超声波束来扫描对象,此时也可获得同样的效果。

[0181] (实施方式 4)

[0182] 在以上的实施方式 1、实施方式 2 中,如图 2 及图 3 所示那样使 1 个振荡器阵列 9 从中心向左右可动(摇动),取得检测对象的多个剖面,但在本实施方式中说明如下方法,使用以 1 个振荡器阵列 9D 为中心在两侧的并排位置各配置一个振荡器阵列 9C、9E 形成的探头,来实施 IMT 测量。

[0183] 图 22 是本实施方式所涉及的超声波诊断装置 130 的电路模块结构图。超声波诊断装置 130 具备:探头 1A、控制器 330、显示器 4、和脚踏开关 5。如图 22 所示,探头 1A 的振荡器阵列 9C、9D、9E 连接超声波收发部 11。

[0184] 再者,对于图 22 所示的超声波诊断装置 130 的各构成要素之中的、与实施方式 1 所涉及的超声波诊断装置 100、或者实施方式 2 所涉及的超声波诊断装置 110 具有共同功能的构成要素,赋予相同的参照符号,并省略其说明。

[0185] 接下来,图 23 表示本实施方式中使用的探头 1A。如图 23 所示,在本体外壳 7 内平行地排列第 1 个振荡器阵列 9D、第 2 个振荡器阵列 9C、第 3 个振荡器阵列 9E。通过保持 3

个振荡器阵列,可构筑 3 个断层像。

[0186] 在本实施方式中,假设的用户尽管不是熟练操作者,但是能够使探头位于可描绘颈动脉的位置的用户,说明不实施定位模式而仅实施检测模式的处理。

[0187] 探头相对于根据振荡器阵列 9C、9D、9E 接收的回波信号所构筑的 3 个断层像和血管的位置,与实施方式 1 所示的图 11 同样。例如,通过使用本实施方式所涉及的探头 1A,获得图 12 至图 15 所示的断层像。因此,IMT 测量区域决定部 18,对中膜外膜边界 4J 和内腔内膜边界 4K 的平滑度、边界附近的信号强度进行评价,决定检测 IMT 的值的区域。

[0188] 如果是图 12,则由于在 (b) 的右侧部分、(c) 的中心部分、(d) 的左侧部分明确地存在中膜外膜边界 4J 和内腔内膜边界 4K,因此能够称为适合于 IMT 测量的适当图像。如果组合这 3 个图像来考虑,在规定的长度 (b) 至 (d) 的整体中能够确认中膜外膜边界 4J 和内腔内膜边界 4K 之间,由此能够检测 IMT 的值。

[0189] 此外,如果是图 14,在 (c) 中在从左至右的整体部分中能够确认中膜外膜边界 4J 和内腔内膜边界 4K 之间,由此能够检测 IMT 的值。

[0190] 进而,如果是图 15,在 (b) 的左侧部分、(c) 的中心部分、(d) 的右侧部分明确地存在中膜外膜边界 4J 和内腔内膜边界 4K。若总体来考虑它们,则在 (b) 至 (d) 的整体中能够确认中膜外膜边界 4J 和内腔内膜边界 4K 之间,由此能够检测 IMT 的值。

[0191] 相对于此,如果是图 13,由于在 (b) 中没有明确地存在中膜外膜边界 4J 和内腔内膜边界 4K,而在 (c) 的右侧部分、(d) 的中心部分仅中膜外膜边界 4J 和内腔内膜边界 4K 明确存在,因此若总体考虑它们,则在 (b) 至 (d) 的整体中无法确认中膜外膜边界 4J 和内腔内膜边界 4K 之间,其结果无法检测 IMT 的值。

[0192] IMT 运算部 20 通过上述的动作原理来计算 IMT 的值。其结果所得到的图像被显示在显示器 4。

[0193] 通过使用本实施方式所示的探头,不需要使振荡器阵列可动(摇动),能够减少与探头相关的成本。此外,能够减小探头的短轴方向的厚度。

[0194] 再者,在本实施方式中,如图 24 所示那样使用将振荡器阵列排列在 3 个平行位置形成的探头,但也可使用将更多的振荡器排列成二维状的探头 1B,取得 3 个以上断层像来实施 IMT 测量。

[0195] 此外,在本实施方式中,也可以使用构成图像之前的回波数据来实施 IMT 测量。

[0196] (实施方式 5)

[0197] 在以上的实施方式 1、实施方式 2 中,通过使探头 1 定位于相对于颈动脉 6 合适的状态的定位模式,如图 2 及图 3 所示那样使 1 个振荡器阵列 9 从中心向左右可动(摇动),取得血管的短轴剖面的回波数据,但也可以如图 25 所示那样,以与 1 个振荡器阵列 9F 正交的方式排列多个振荡器,能够同样取得短轴剖面的回波数据。

[0198] 图 26 是本实施方式所涉及的超声波诊断装置 140 的电路模块结构图。超声波诊断装置 140 具备:探头 1C、控制器 340、显示器 4、和脚踏开关 5。如图 26 所示,探头 1C 的振荡器阵列 9F 连接超声波收发部 11。

[0199] 再者,对于图 26 所示的超声波诊断装置 140 的各构成要素之中的、与实施方式 1 所涉及的超声波诊断装置 100、或者实施方式 2 所涉及的超声波诊断装置 110 具有共同的功能的构成要素,赋予相同的参照符号,并省略其说明。

[0200] 在本实施方式中,与探头 1C 的振荡器阵列 9F 正交的振荡器取得来自图 6 所示的短轴剖面 L1、L2、L3 的信号。并且,将接收到的信号经由超声波收发部 11、信号处理部 16、图像生成部 17 形成图像,经由显示合成部 19 在图 8 所示的短轴图像显示区域 4B 显示短轴剖面像。在图 8 的长轴图像显示区域 4A 显示的长轴图像,是根据振荡器阵列 9F 接收的信号经由超声波收发部 11、信号处理部 16、图像生成部 17 生成的,并经由显示合成部 19 进行显示。

[0201] 接下来,血管中心检测部 21 利用颈动脉 6 的剖面接近于圆的特征,从由图像生成部 17 生成的短轴剖面像求得血管中心。然后,将血管中心与图 8 所示的血管中心定位引导线 4C 进行比较,计算偏移量。图 8 所示的状态是在短轴剖面图像 S1 出现 2 根颈动脉 6,此外由于颈动脉 6 的中心通过短轴剖面图像 S2、S3 的中心的血管中心定位引导线 4C,因此是合适的检测位置。

[0202] 但是,在由血管中心检测部 21 检测的血管中心和血管中心定位引导线 4C 存在偏离的情况下,由血管位置解析部 22 根据短轴剖面图像 S1 中的 2 根颈动脉的排列、短轴剖面图像 S2、S3 中血管中心向血管中心定位引导线 4C 的哪一侧偏离,来确认探头 1C 和颈动脉 6 的位置关系。并且,由探头引导图像生成部 23 生成图 9 及图 10 所示的倾斜位置关系图像 4D。倾斜位置关系图像 4D 表示探头 1C 相对于颈动脉 6 的倾斜状态,并且还具有促使该探头 1C 的位置调整,使得探头 1C 与颈动脉 6 平行地相对的作用。用户一边观察倾斜位置关系图像 4D 一边使用探头 1C 扫描对象。

[0203] 在能抵接于颈动脉 6 中心通过血管中心定位引导线 4C 的合适的检测位置的情况下,将由控制部 26 是否识别出是合适的检测位置、或来自输入机构的用户的通知作为触发,由心扩张末期检测部 24A 检测心扩张末期,由 IMT 运算部 20 基于根据振荡器阵列 9F 所取得的信号而生成的长轴剖面图像来实施 IMT 测定。

[0204] 使用本实施方式所示的探头,不需要使振荡器阵列可动(摇动),进而还减少了所使用的振荡器的数量,因此,能够减少与探头相关的成本。此外,能够减小探头的短轴方向的厚度。

[0205] 再者,作为上述的实施方式的探头还可以使用所谓的矩阵探头,该矩阵探头中将多个超声波振荡器沿着相同的方向至少设置 3 列以上,该多个超声波振荡器作为整体配置成格子状。

[0206] 【产业上的可利用性】

[0207] 在本发明中,即便探头和检测对象部相对于合适的状态有少许偏离,也能够得到检测对象部的检测值,其结果即便不是熟练操作者,也能够进行正确的检测。由此,实施本发明而得到的超声波诊断装置中,其用户熟练度的容许范围较宽,作为操作性优异的装置是有效的。

[0208] 本发明能够广泛地应用于例如颈动脉的检查等。

[0209] 符号说明:

[0210] 1 探头

[0211] 1A、1B、1C 探头

[0212] 2 电缆

[0213] 3 控制器

- [0214] 4 显示器
- [0215] 5 脚踏开关
- [0216] 6 颈动脉
- [0217] 7 本体外壳
- [0218] 7a 握持部
- [0219] 7b 抵接部
- [0220] 7c 探头基点标记
- [0221] 8 摇动轴
- [0222] 9、9A、9B、9C、9D、9E、9F 振荡器阵列
- [0223] 10 超声波振荡器
- [0224] 11 超声波收发部
- [0225] 12 收发控制部
- [0226] 13 摇动部
- [0227] 14 摇动控制部
- [0228] 15 动作模式管理部
- [0229] 16 信号处理部
- [0230] 17 图像生成部
- [0231] 18IMT 测量区域决定部
- [0232] 19 显示合成部
- [0233] 20IMT 运算部
- [0234] 21 血管中心检测部
- [0235] 22 血管位置解析部
- [0236] 23 探头引导图像生成部
- [0237] 24 心扩张末期检测部
- [0238] 25 心电图检查部
- [0239] 26 控制部
- [0240] 27ROM
- [0241] 100、110、130、140 超声波诊断装置

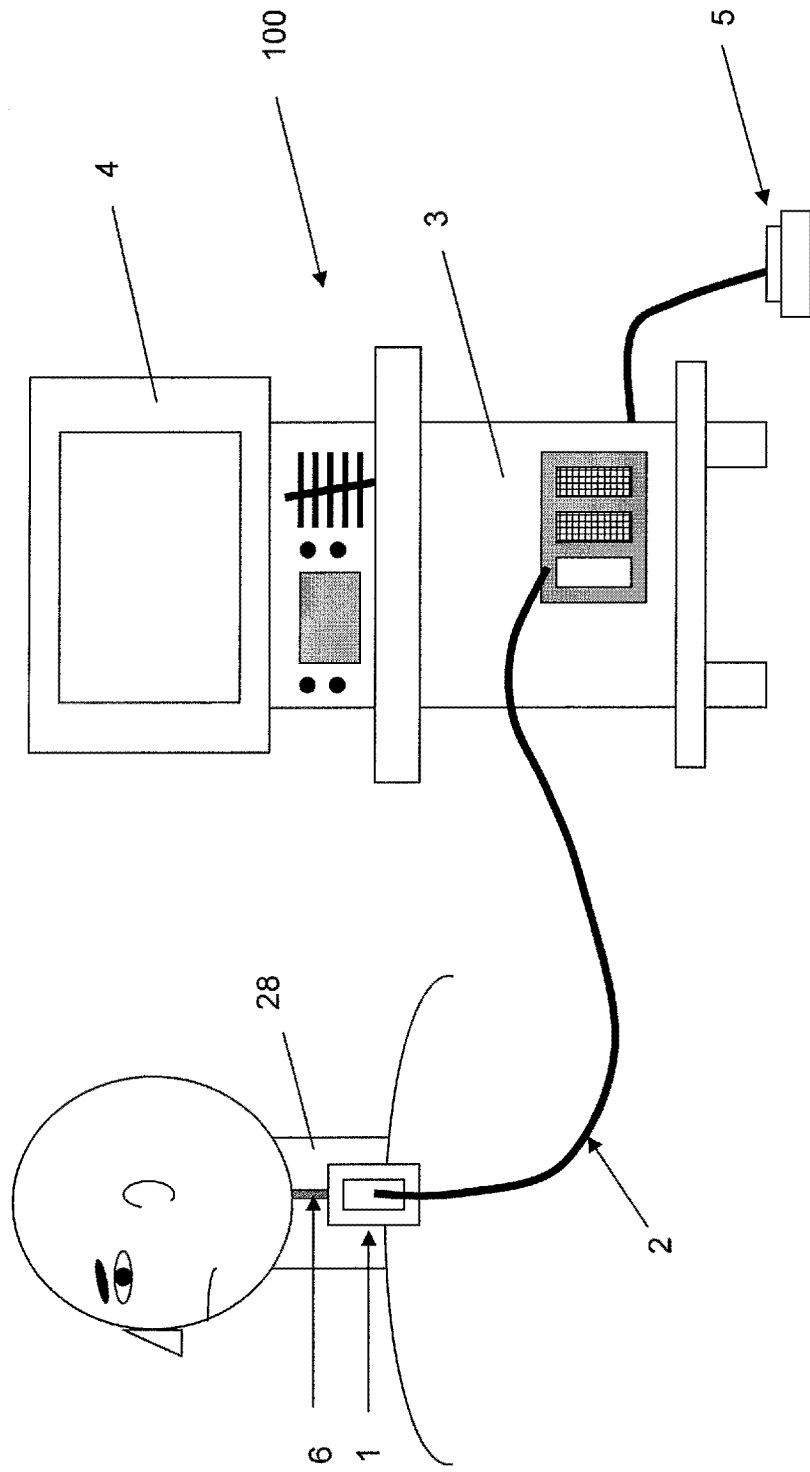


图 1

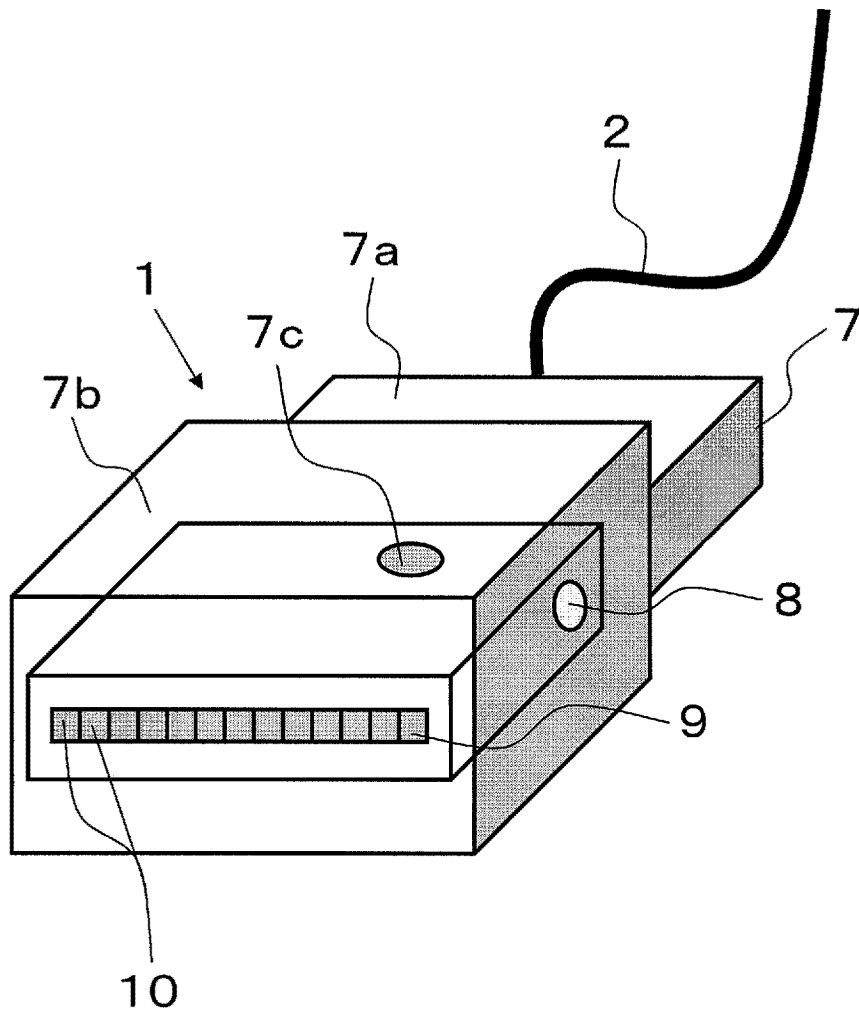


图 2

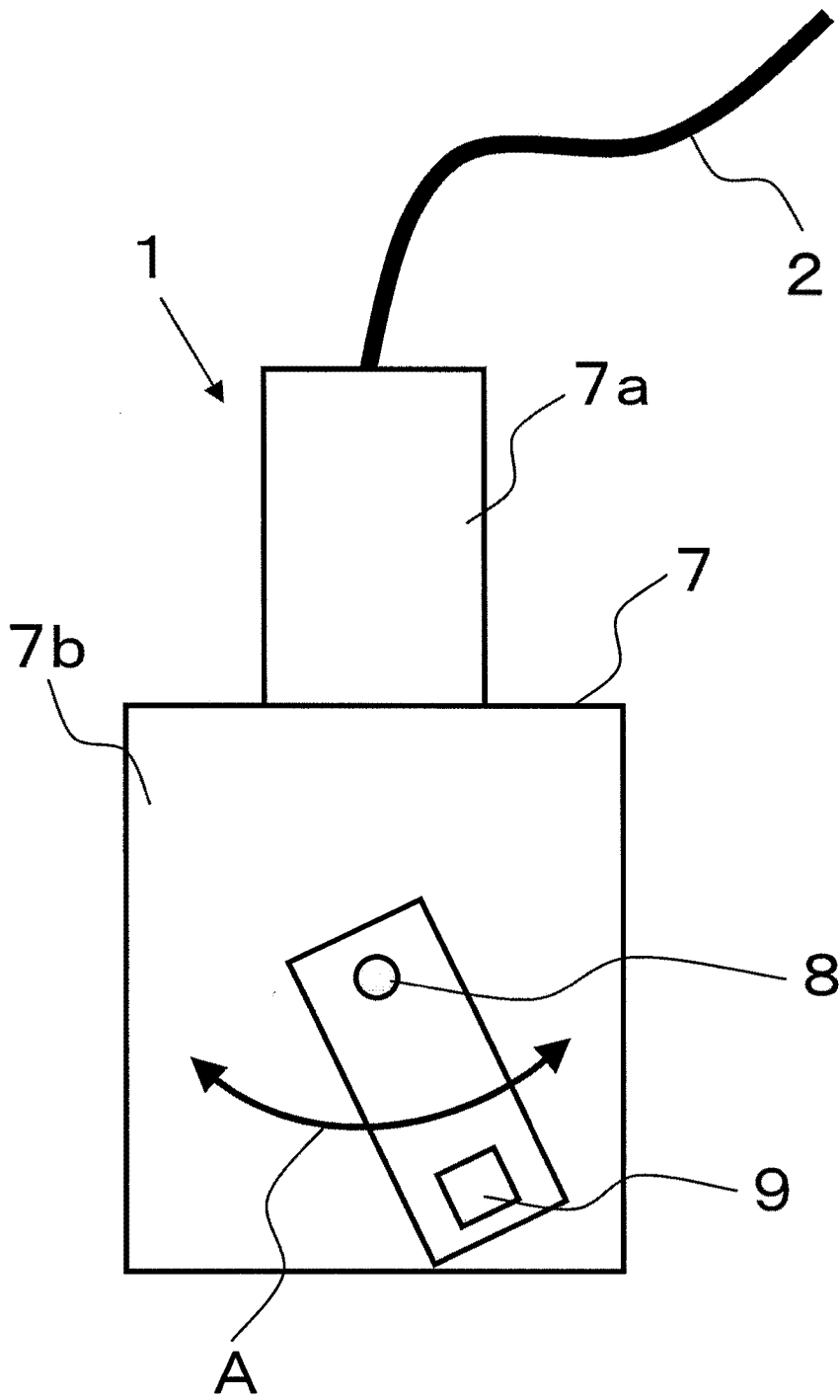


图 3

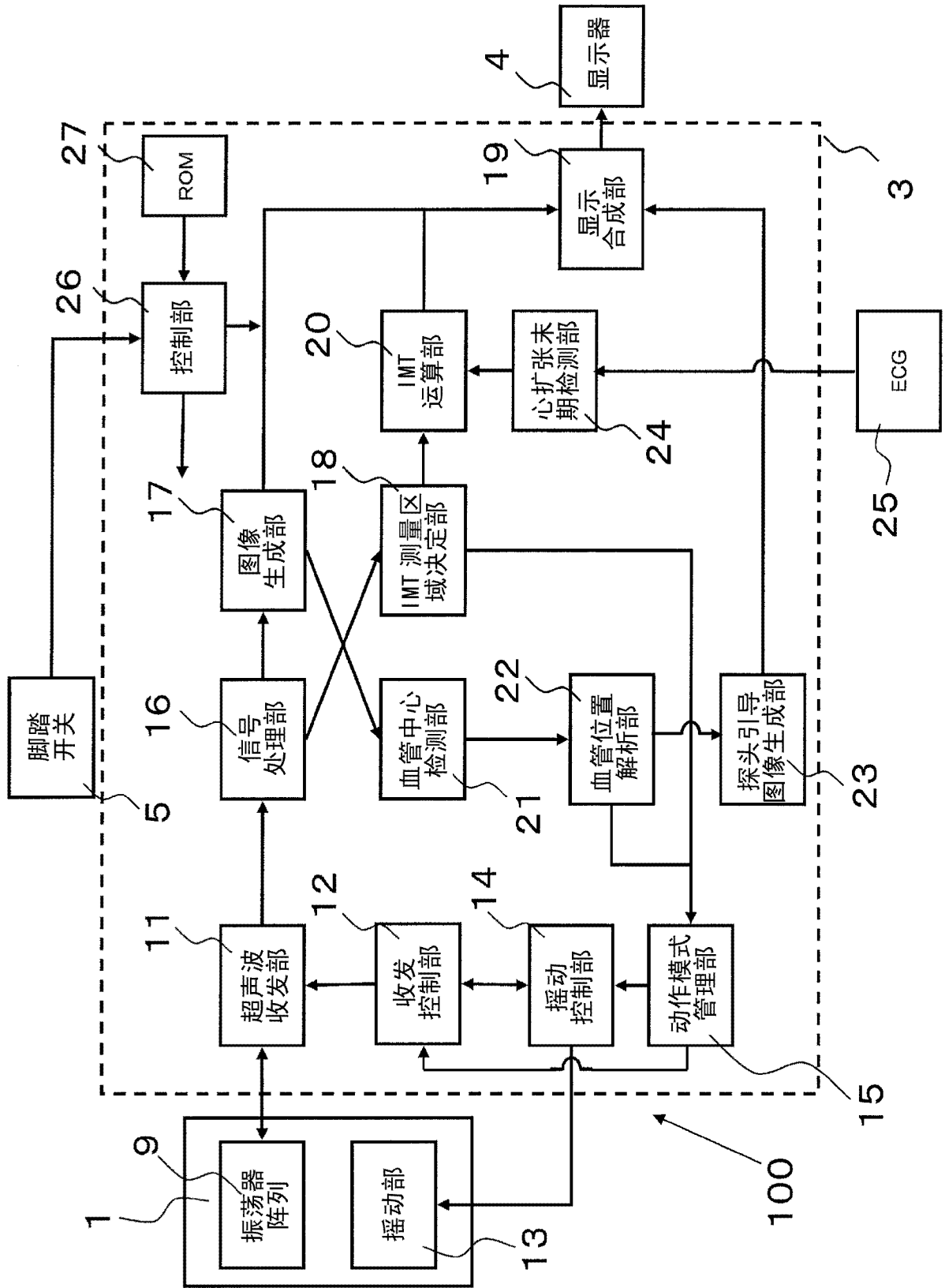


图 4

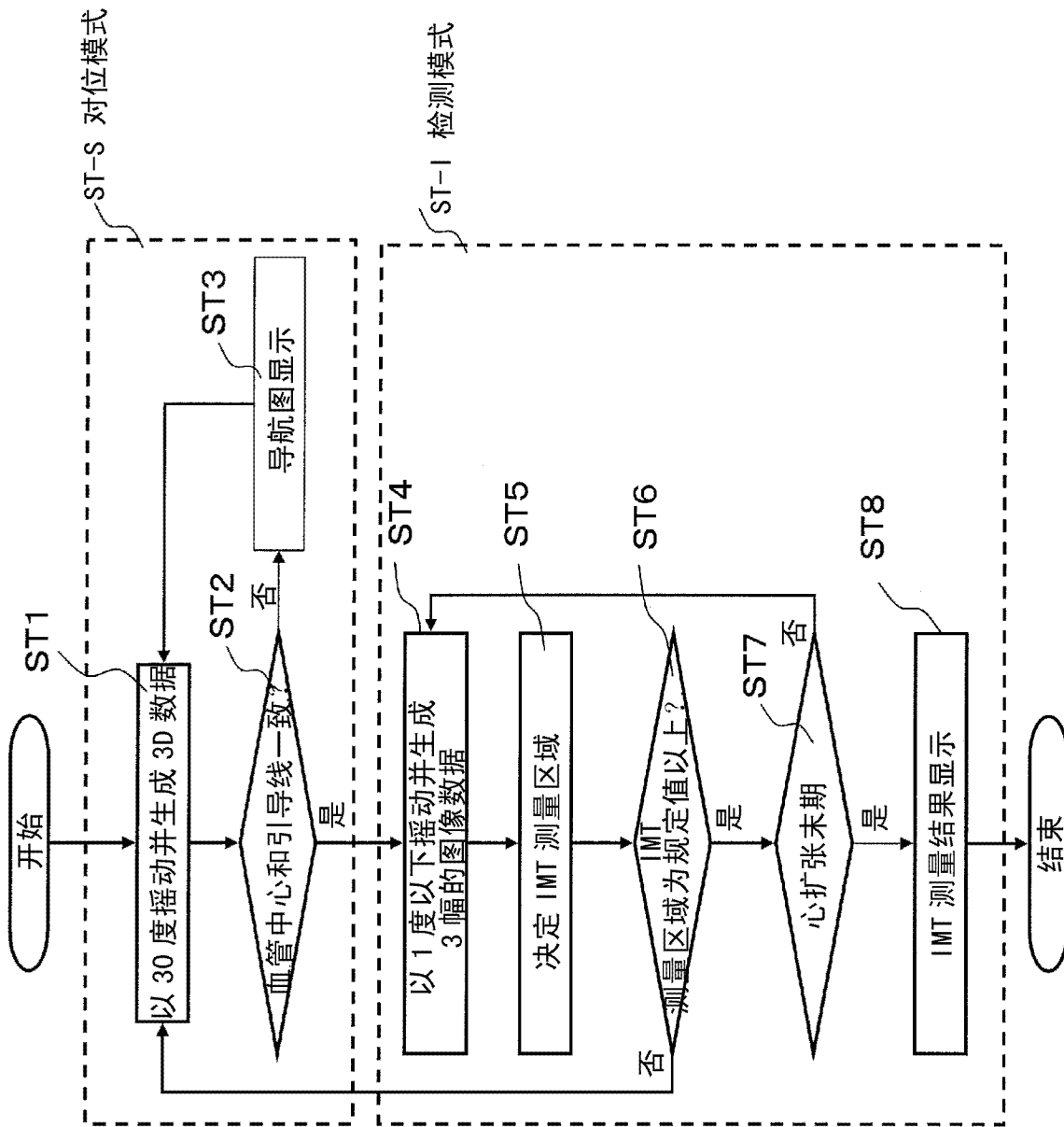


图 5

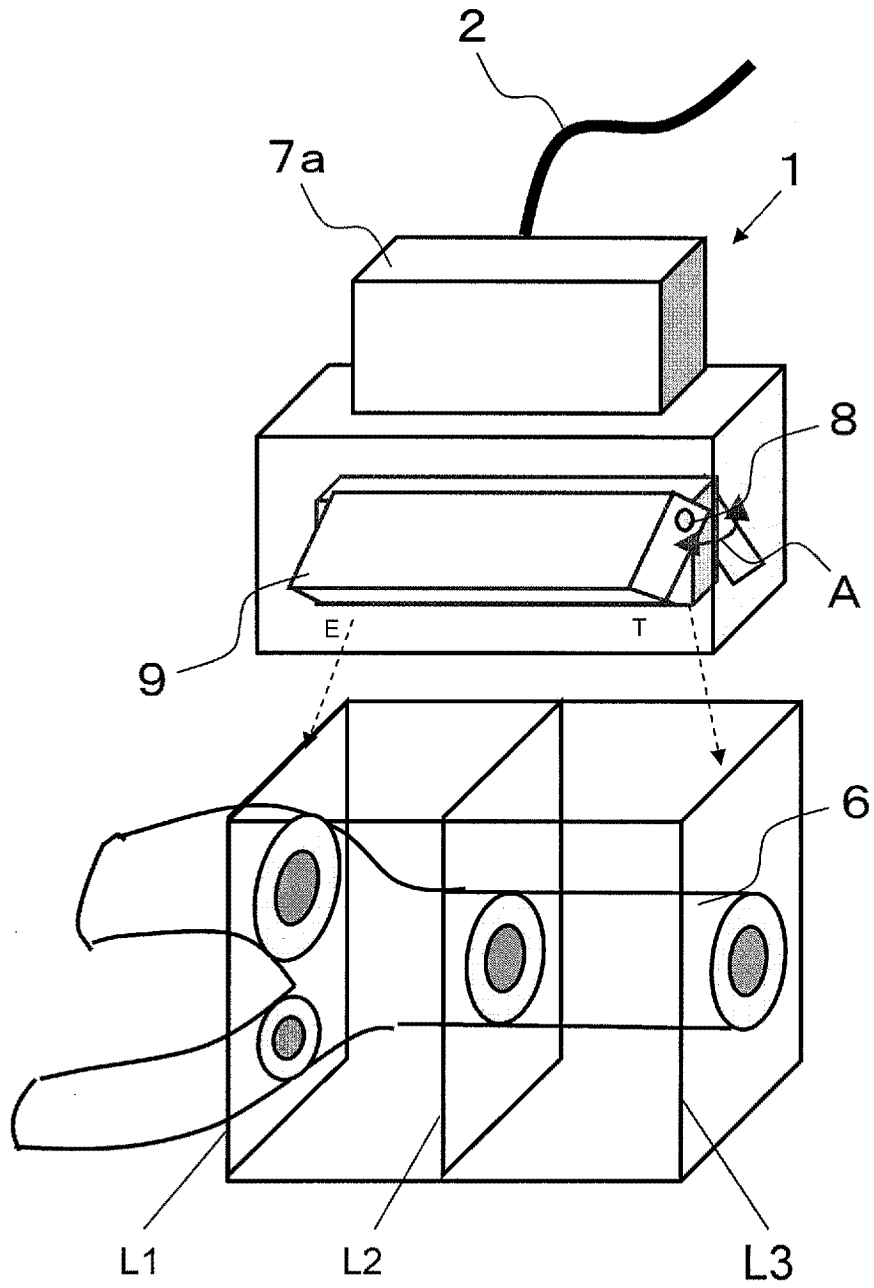


图 6

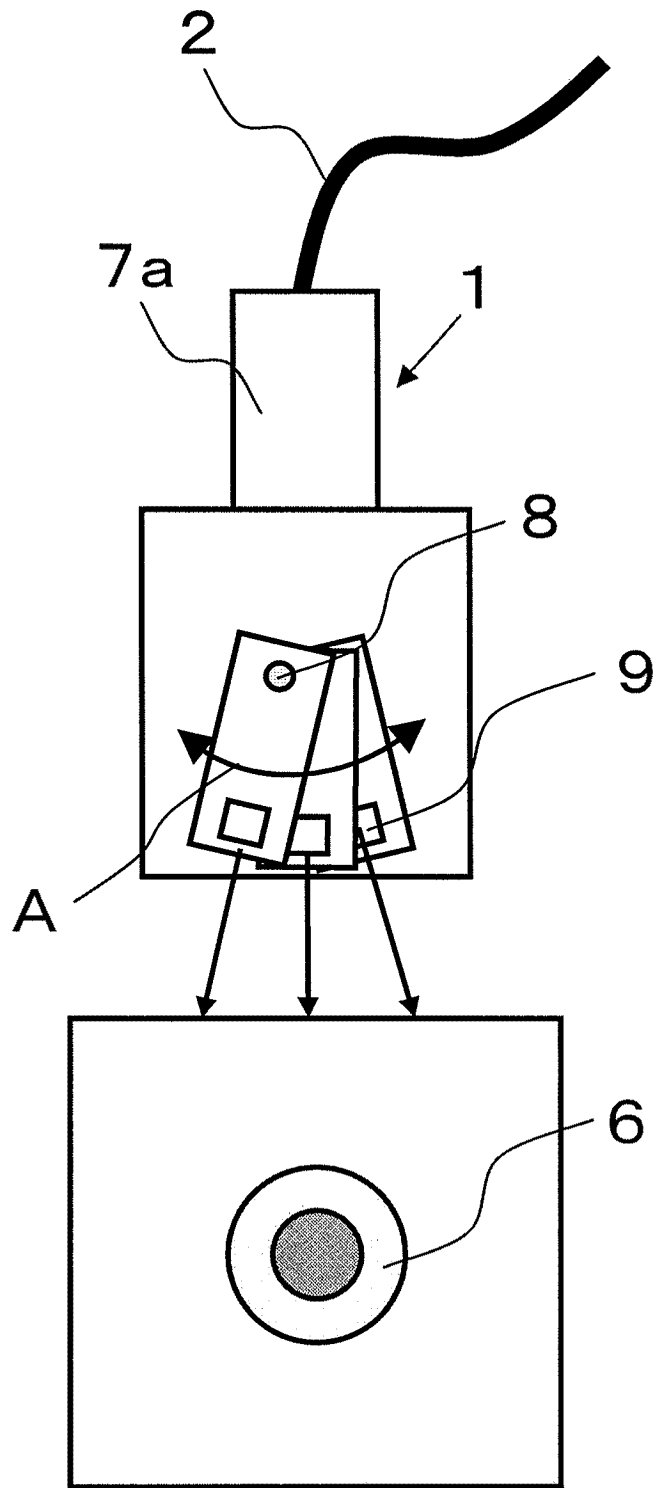


图 7

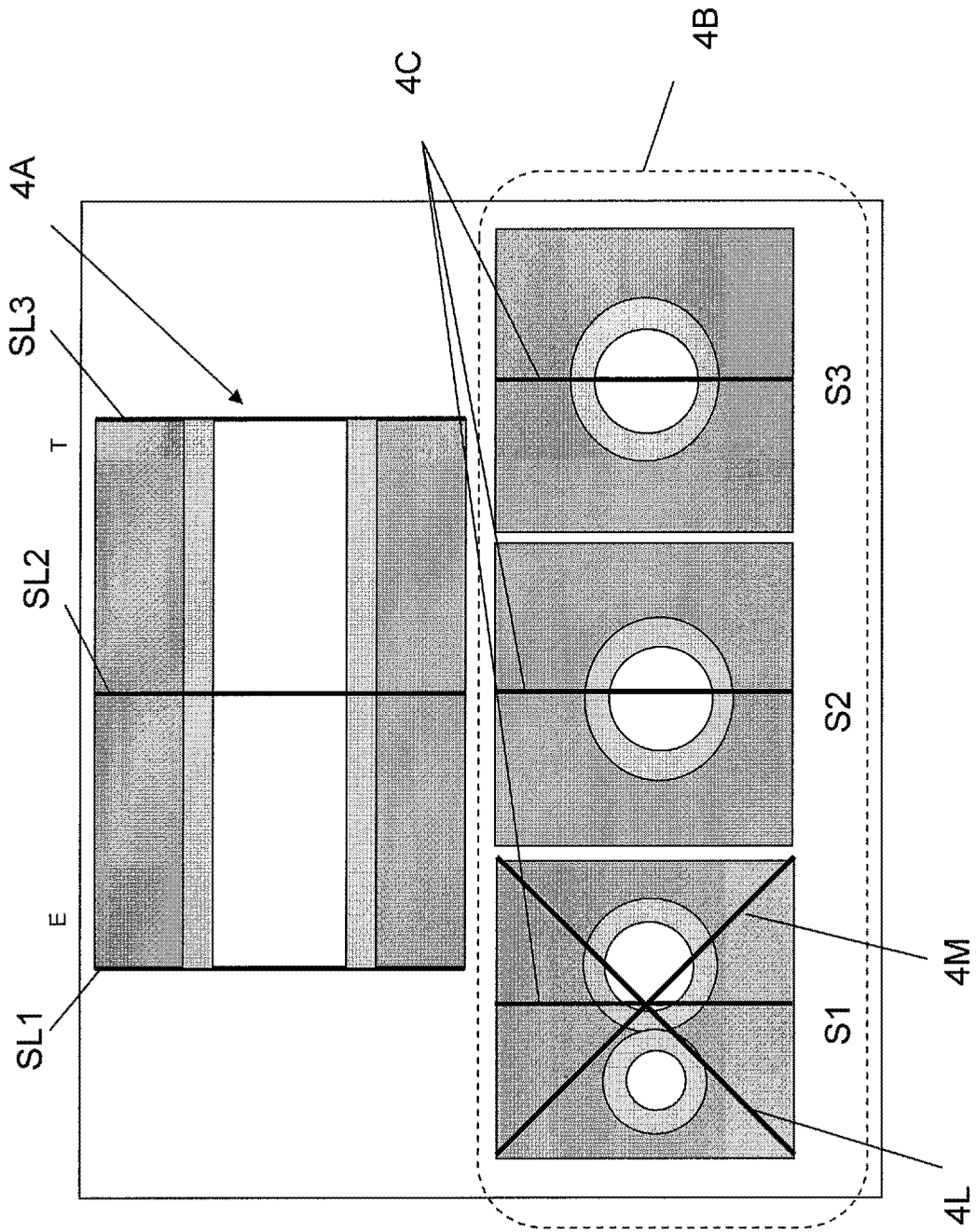


图 8

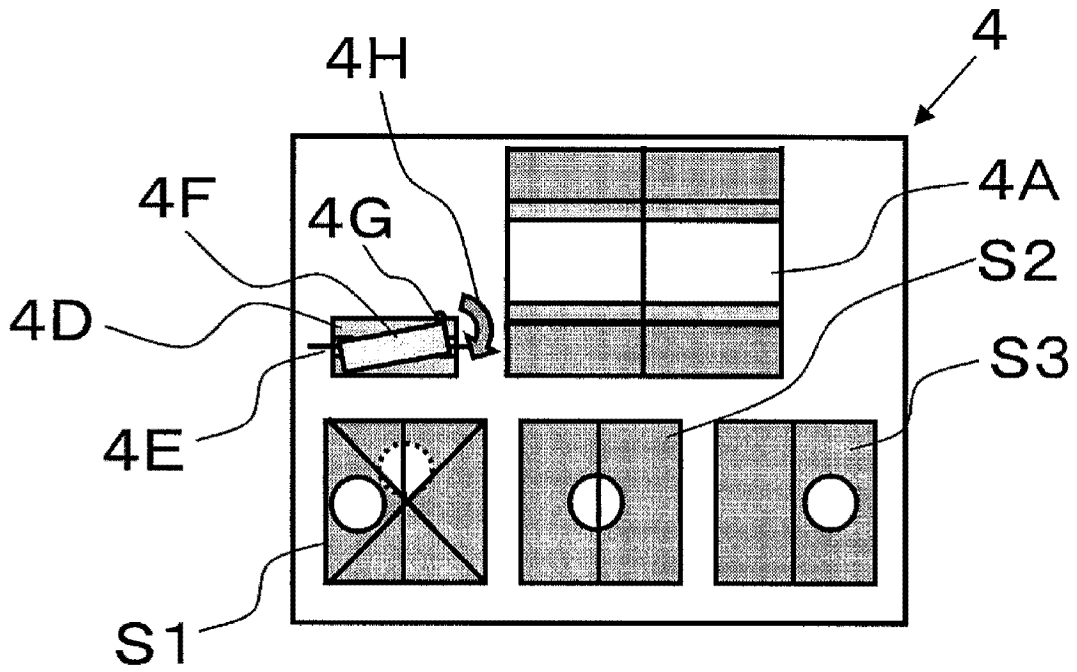


图 9

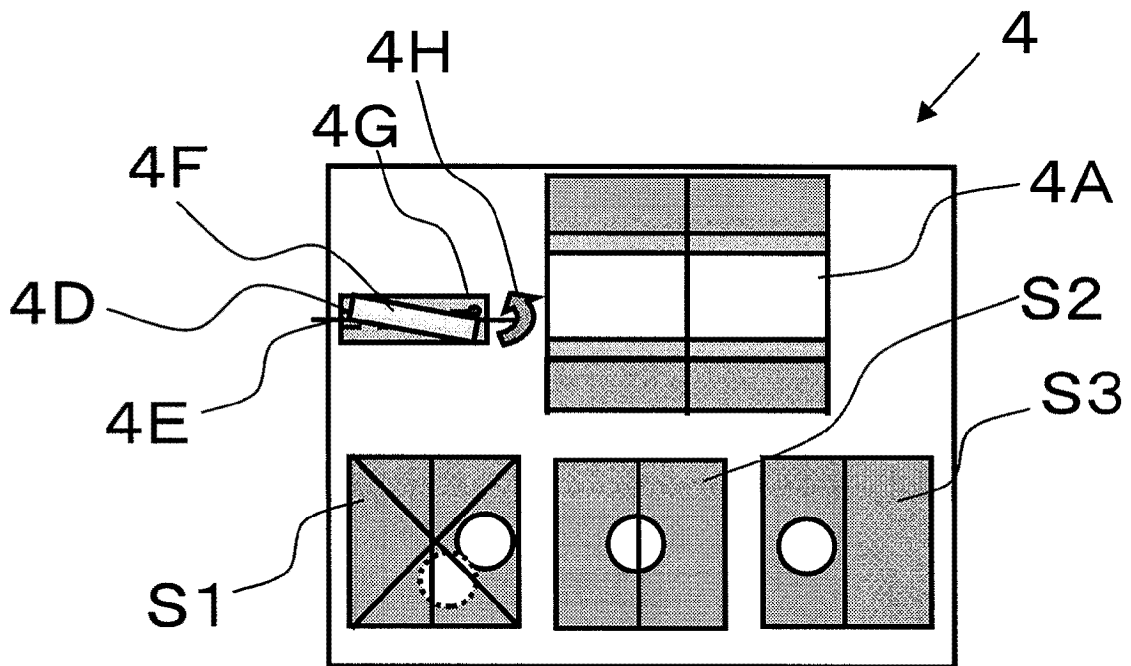


图 10

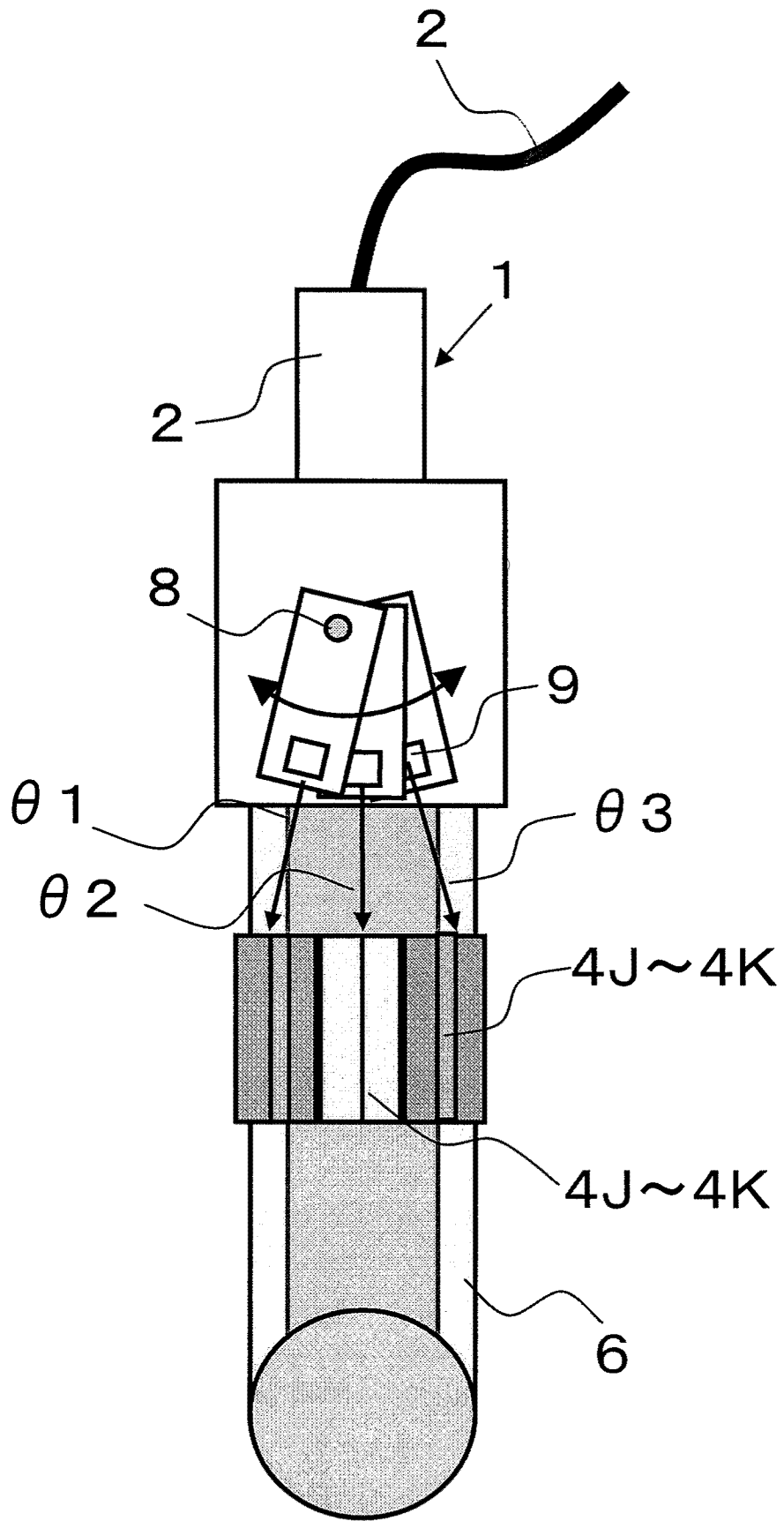


图 11

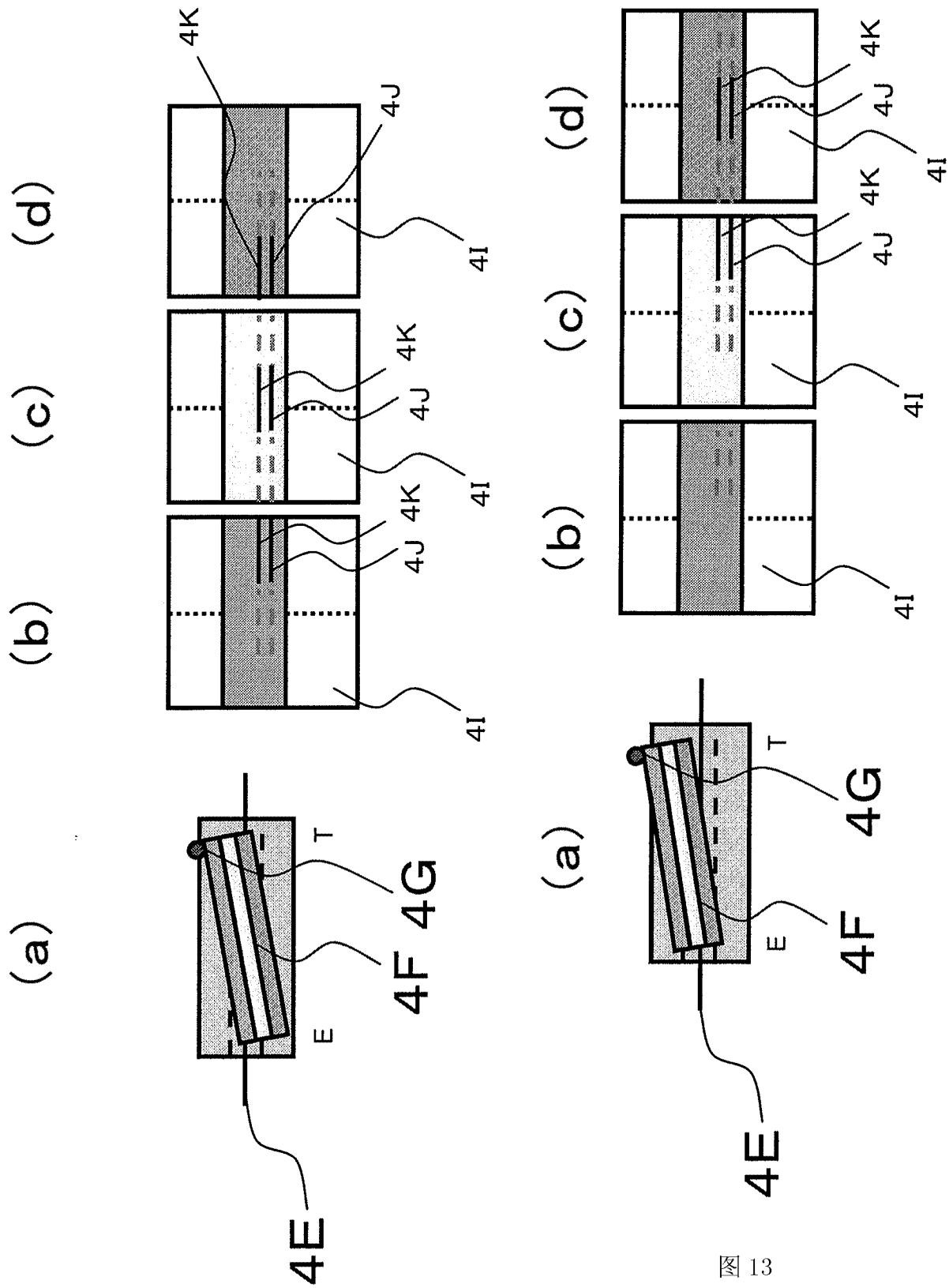


图 12

图 13

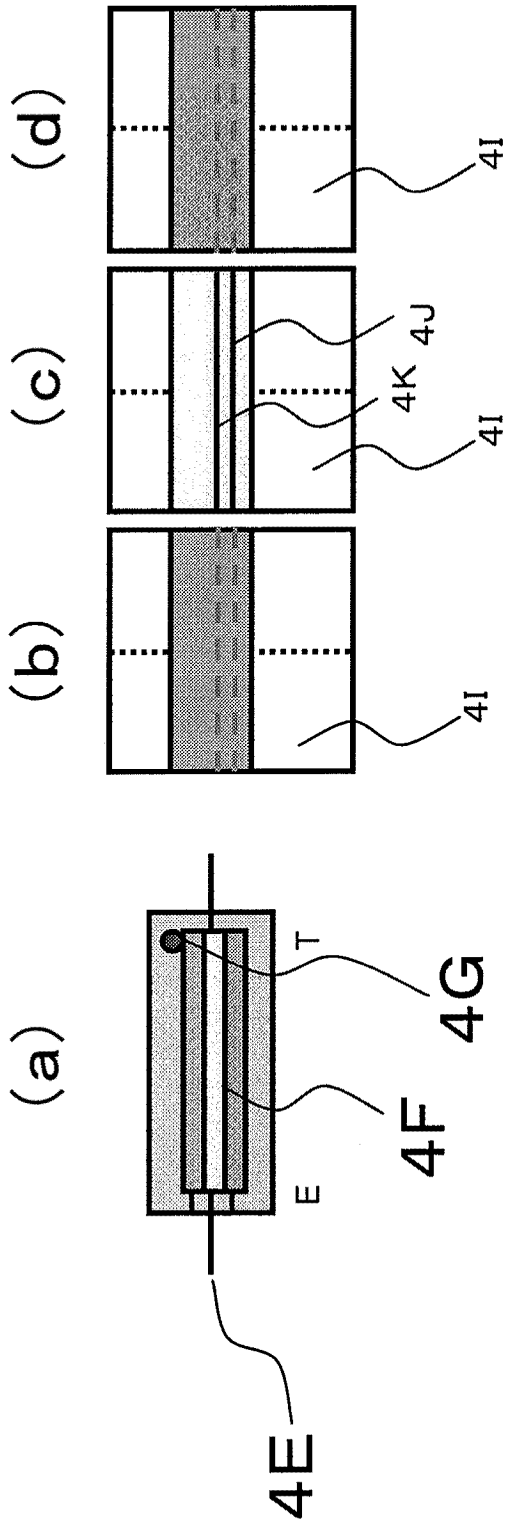


图 14

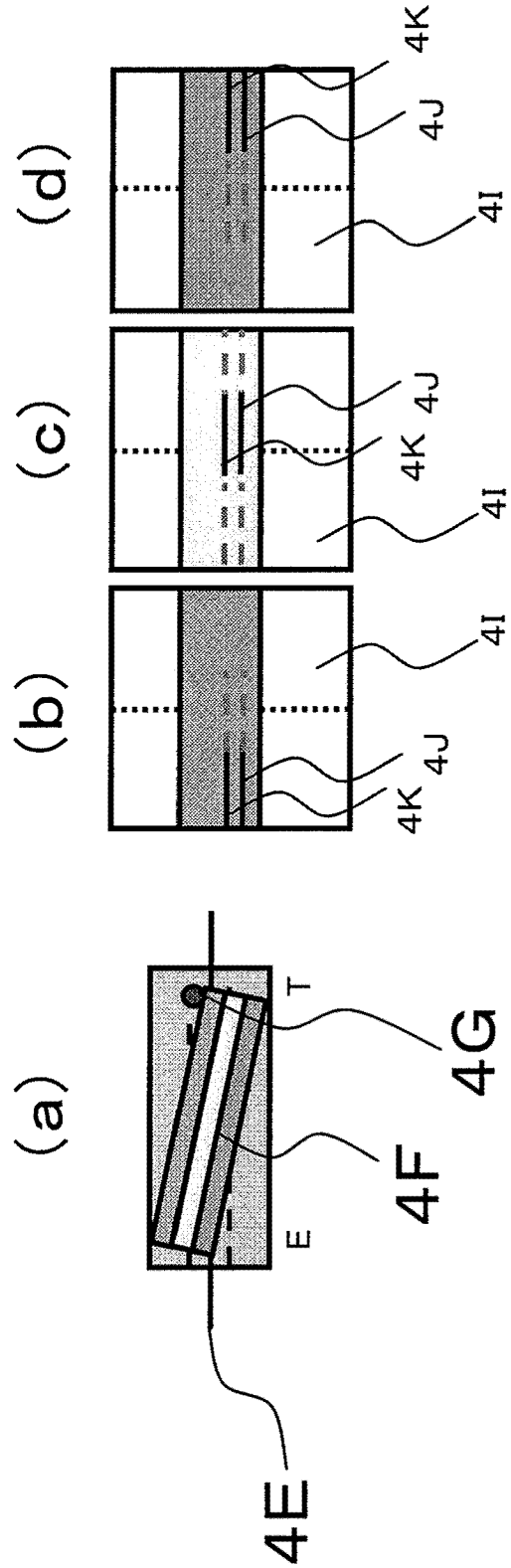


图 15

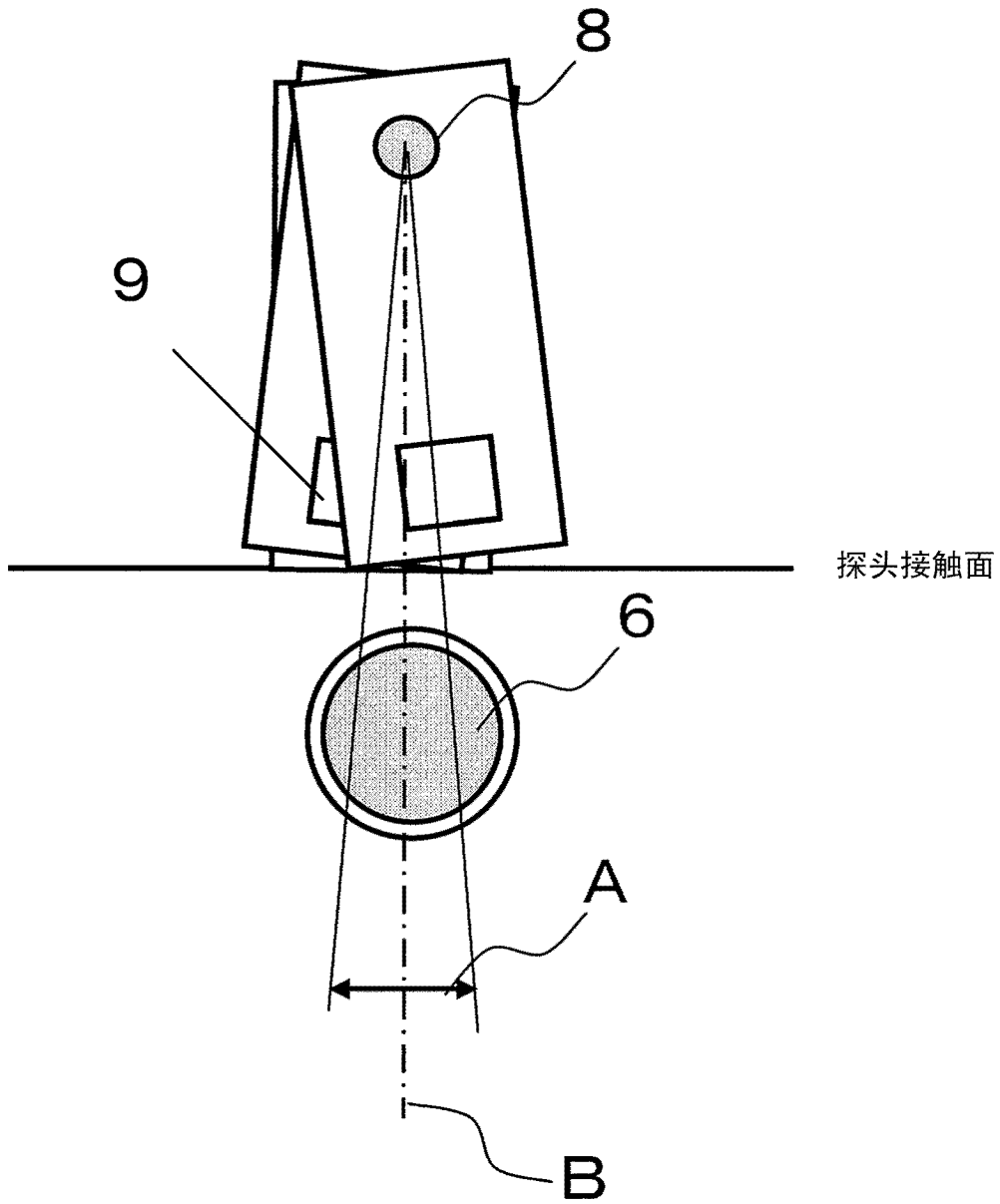


图 16

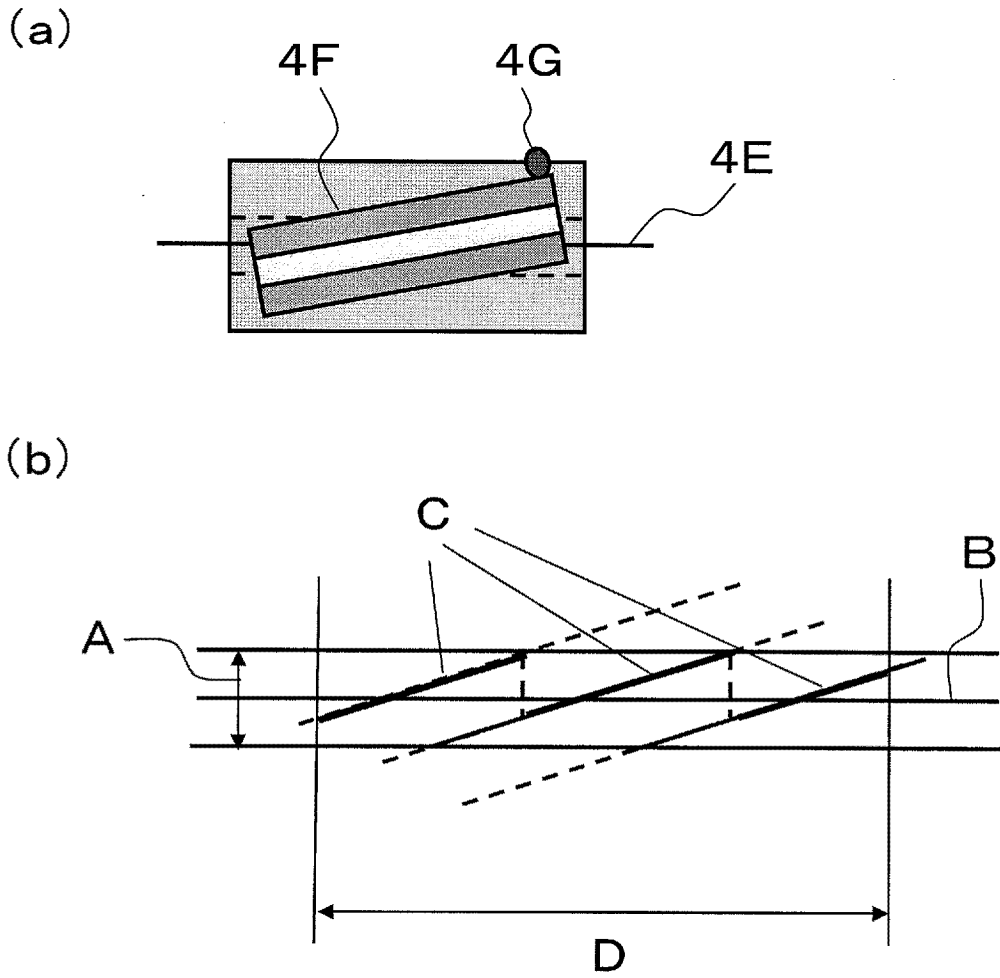


图 17

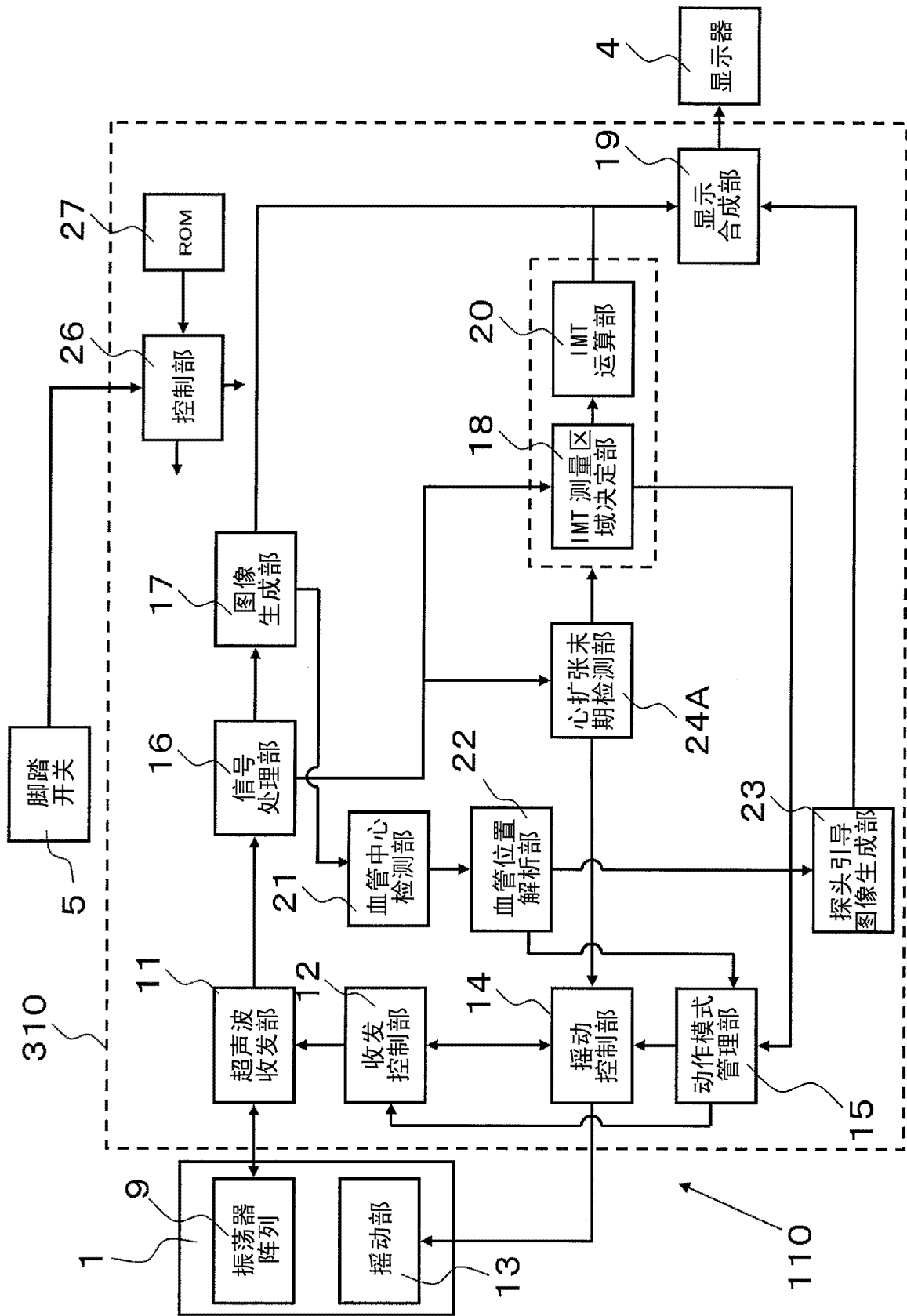


图 18

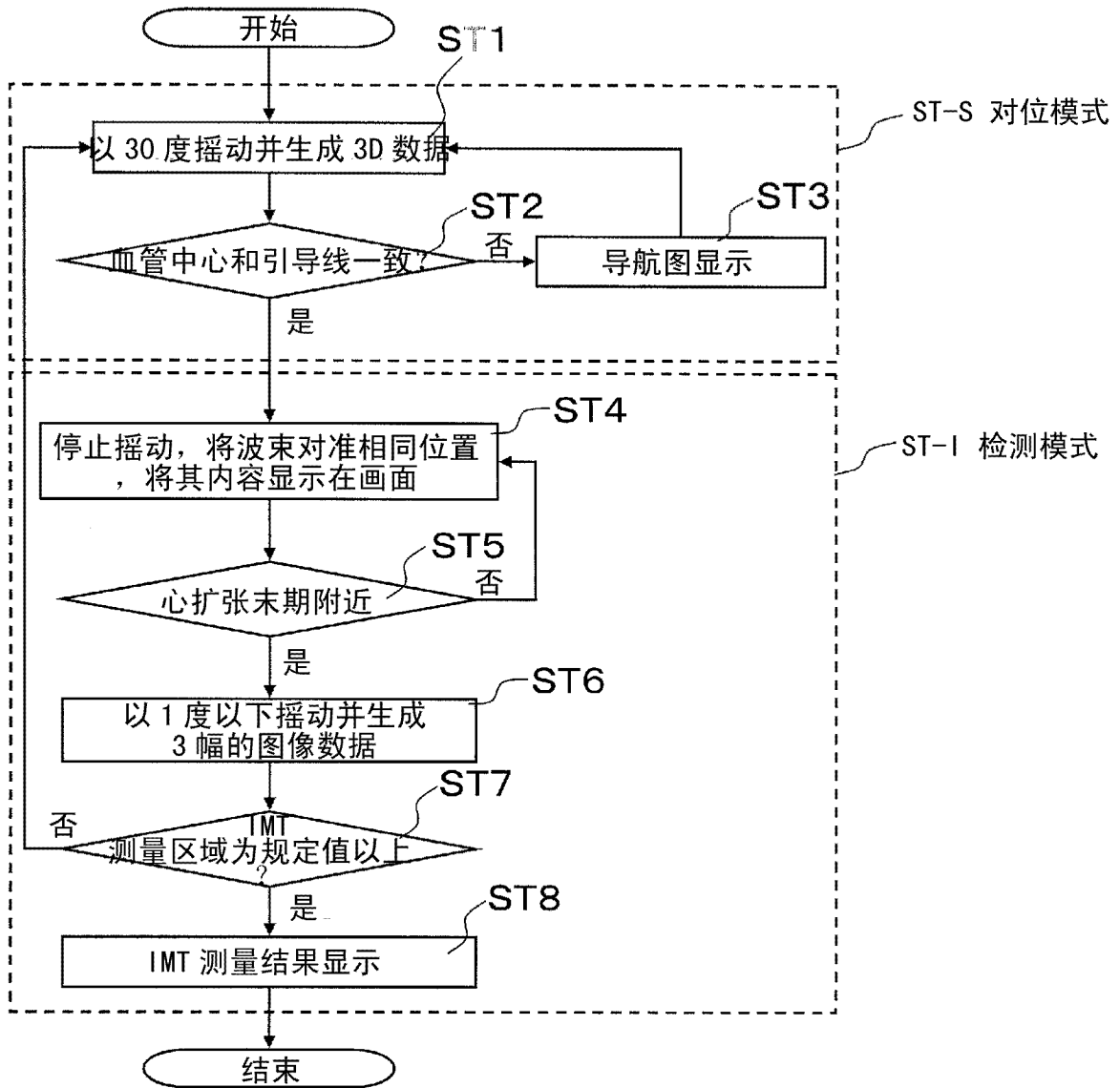


图 19

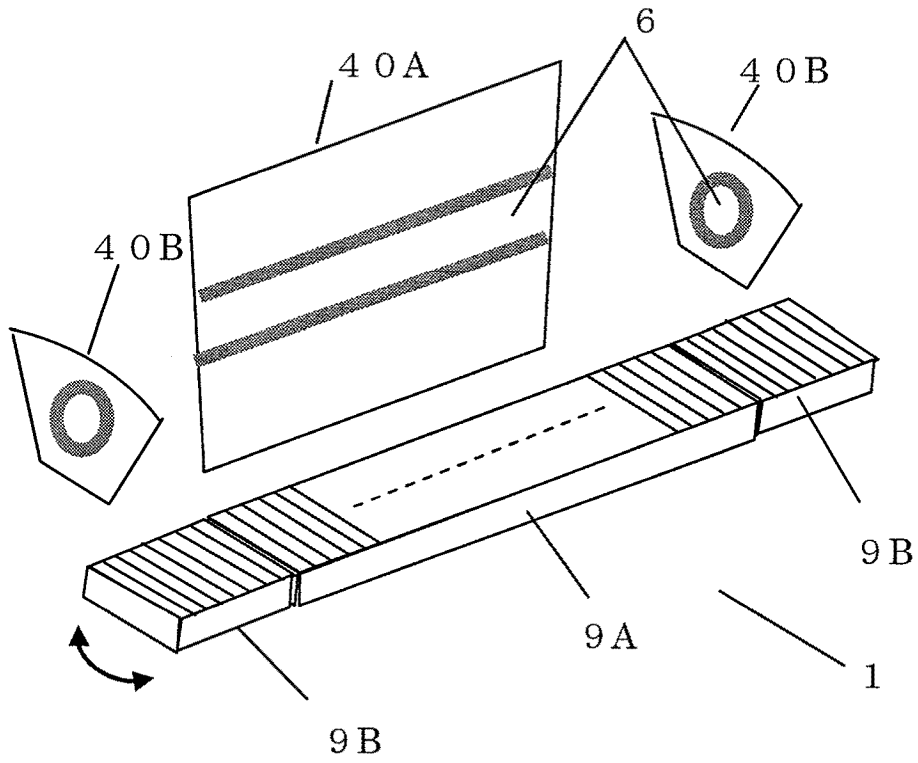


图 20A

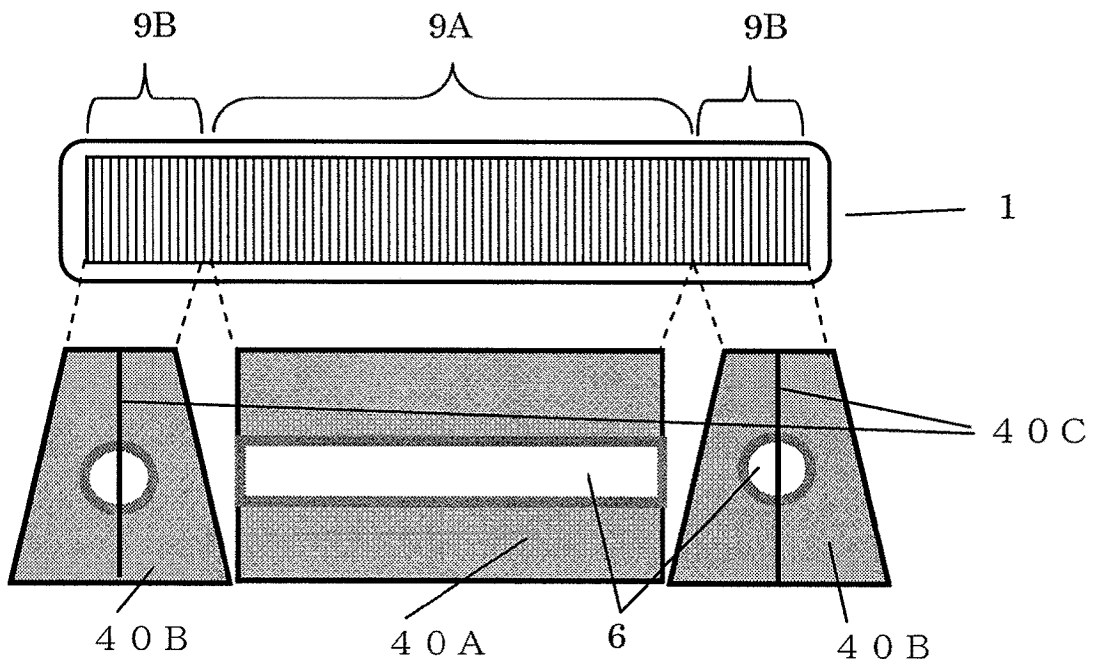


图 20B

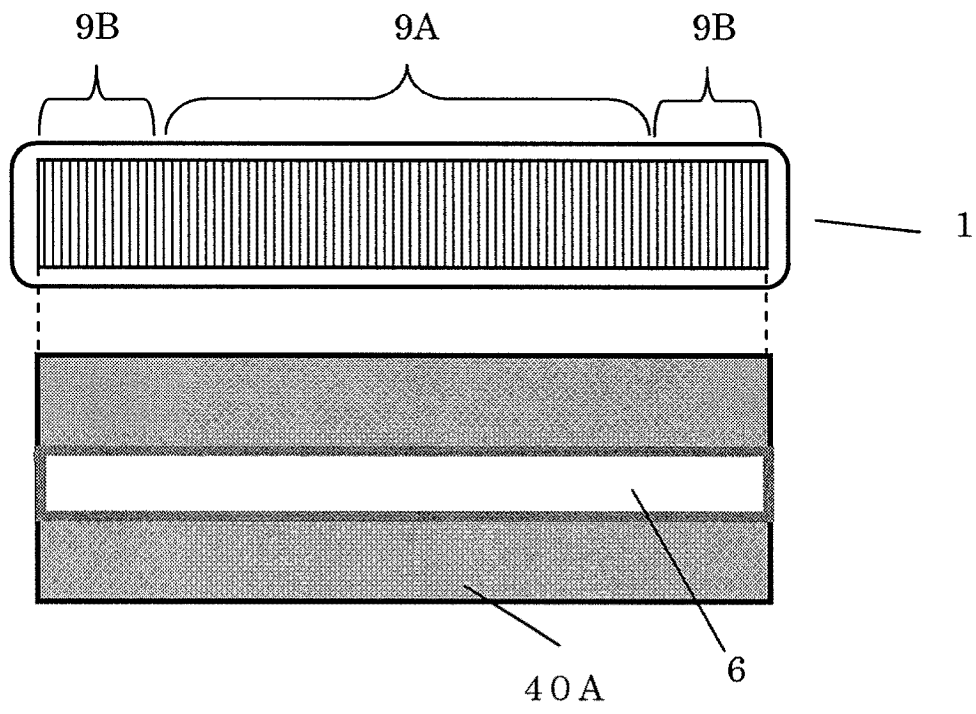


图 20C

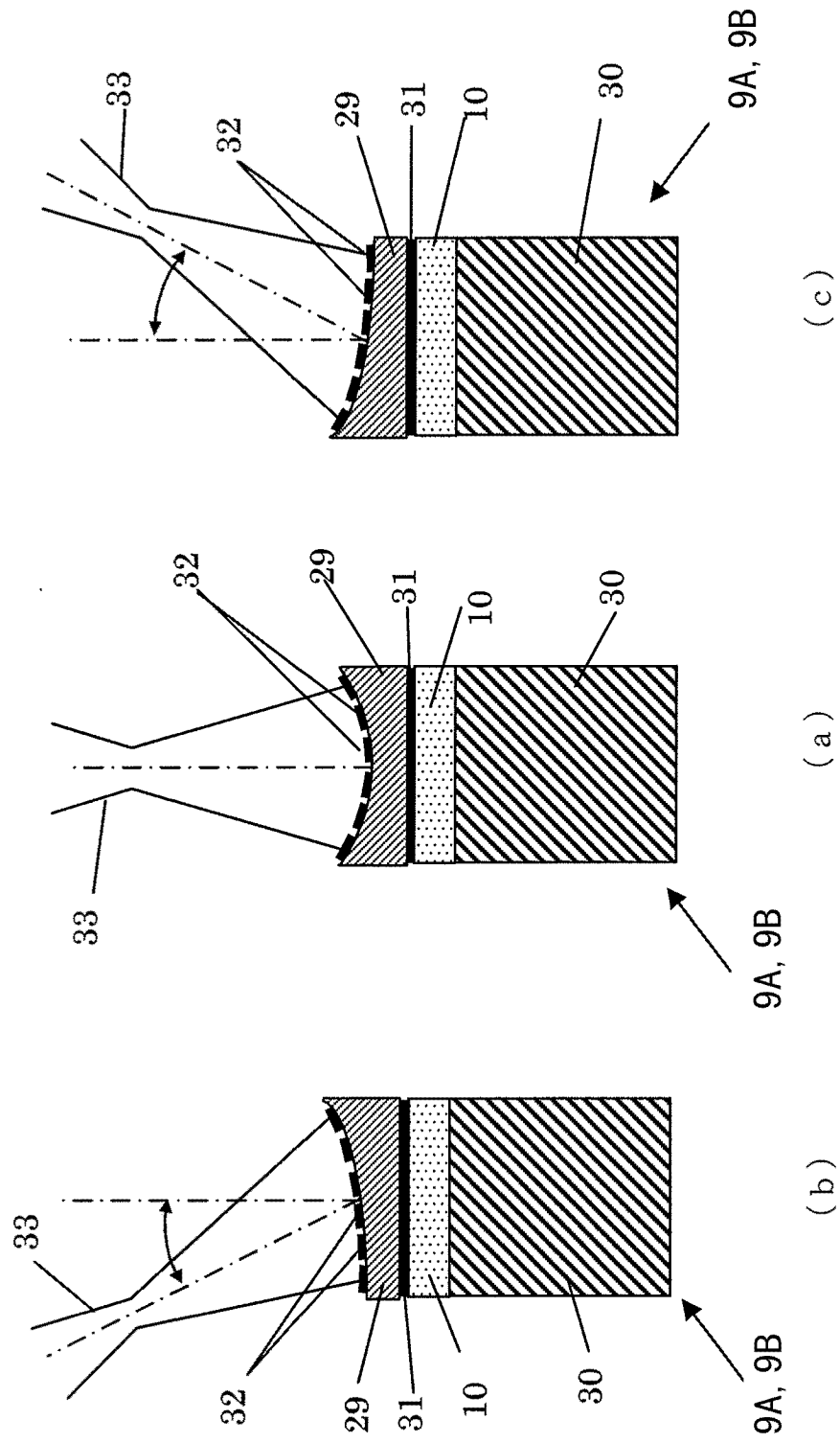


图 21

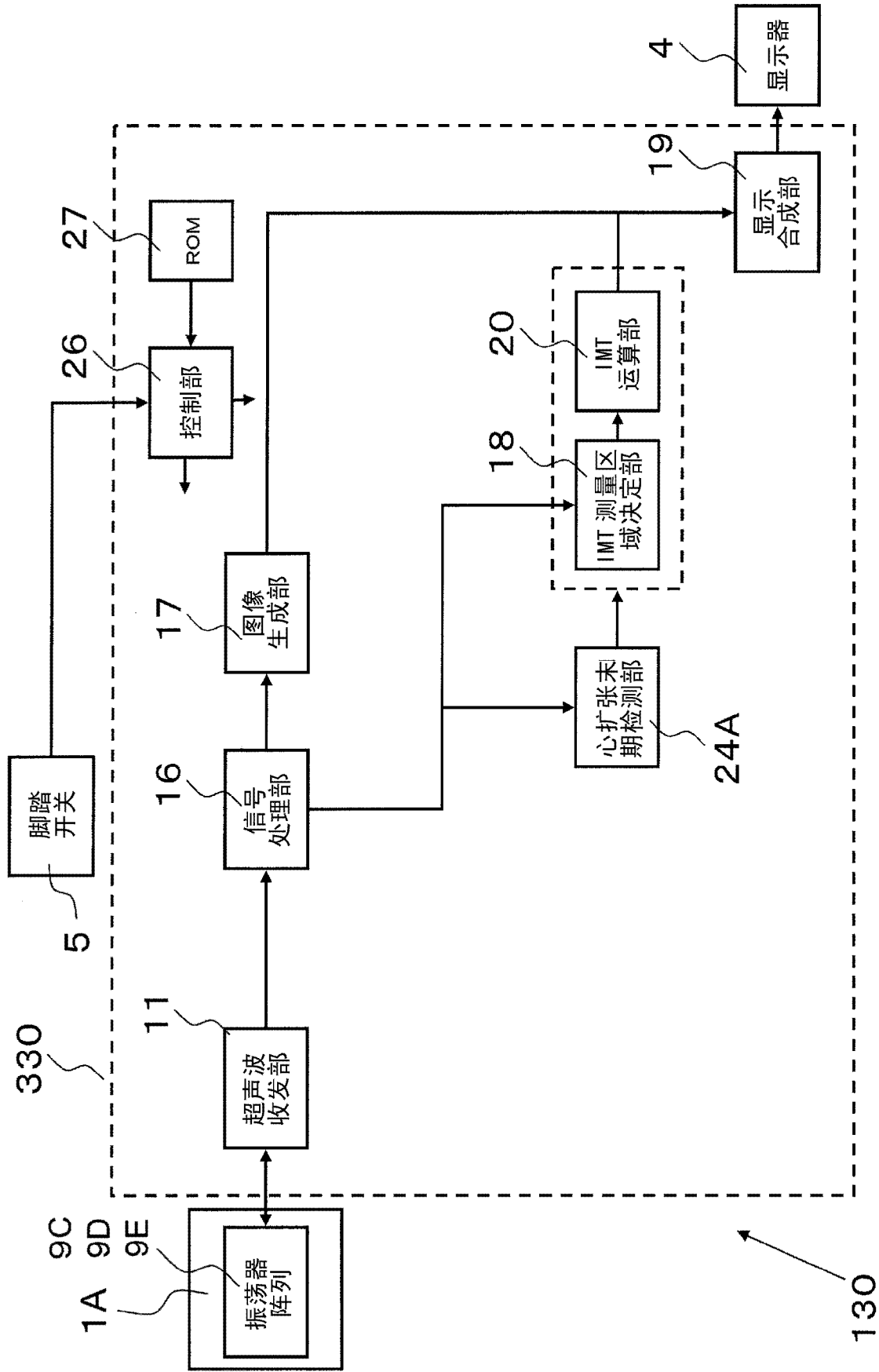


图 22

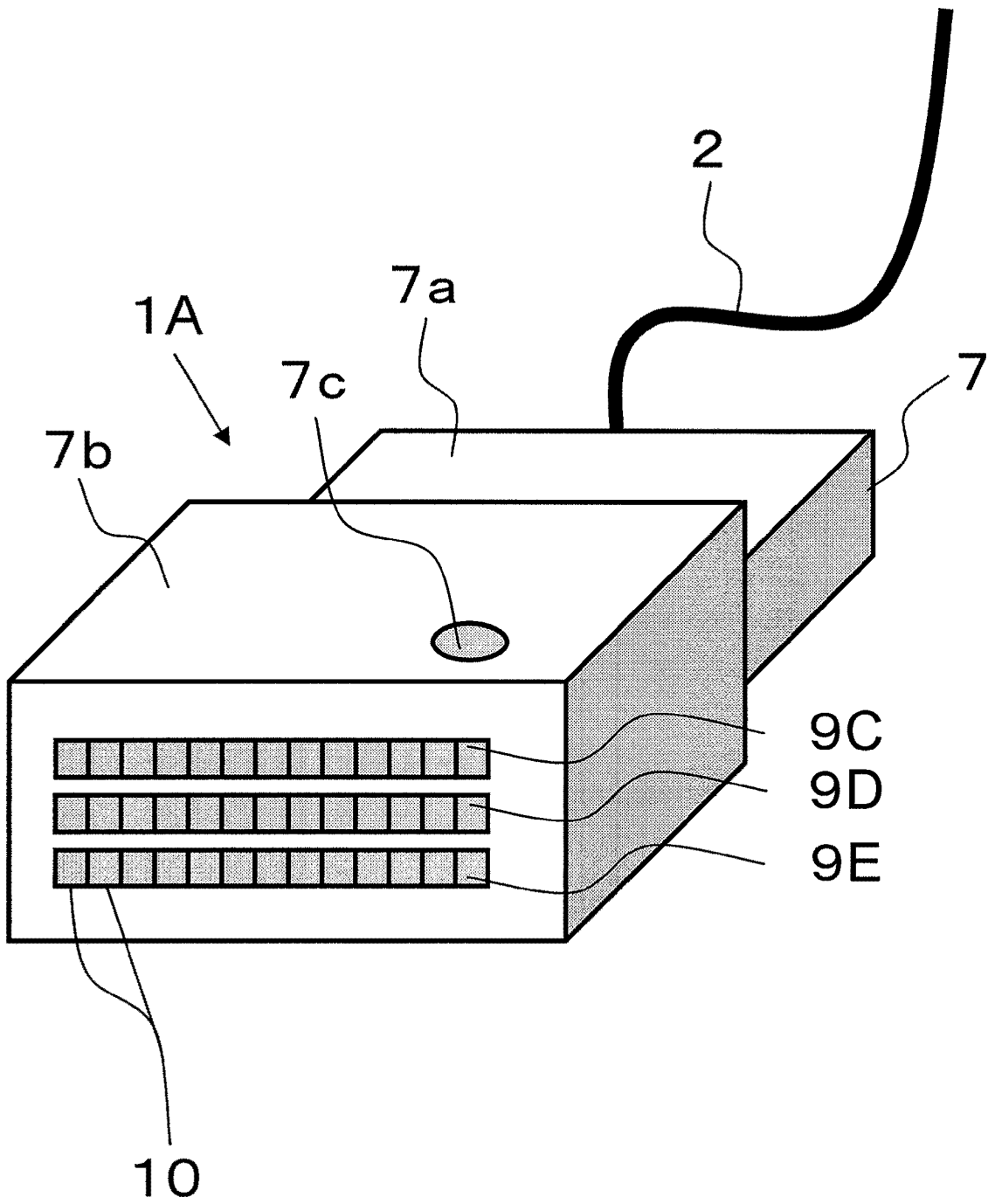


图 23

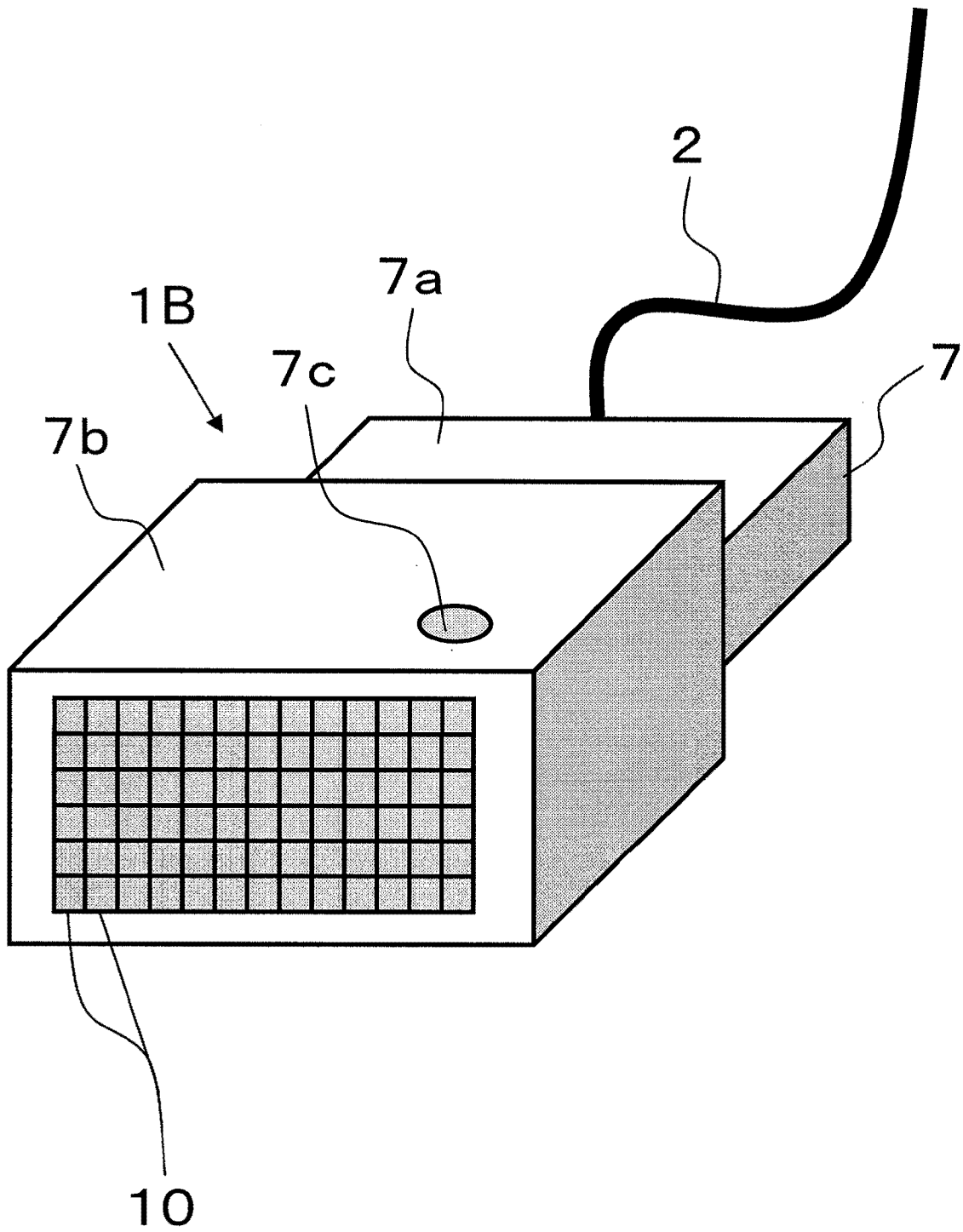


图 24

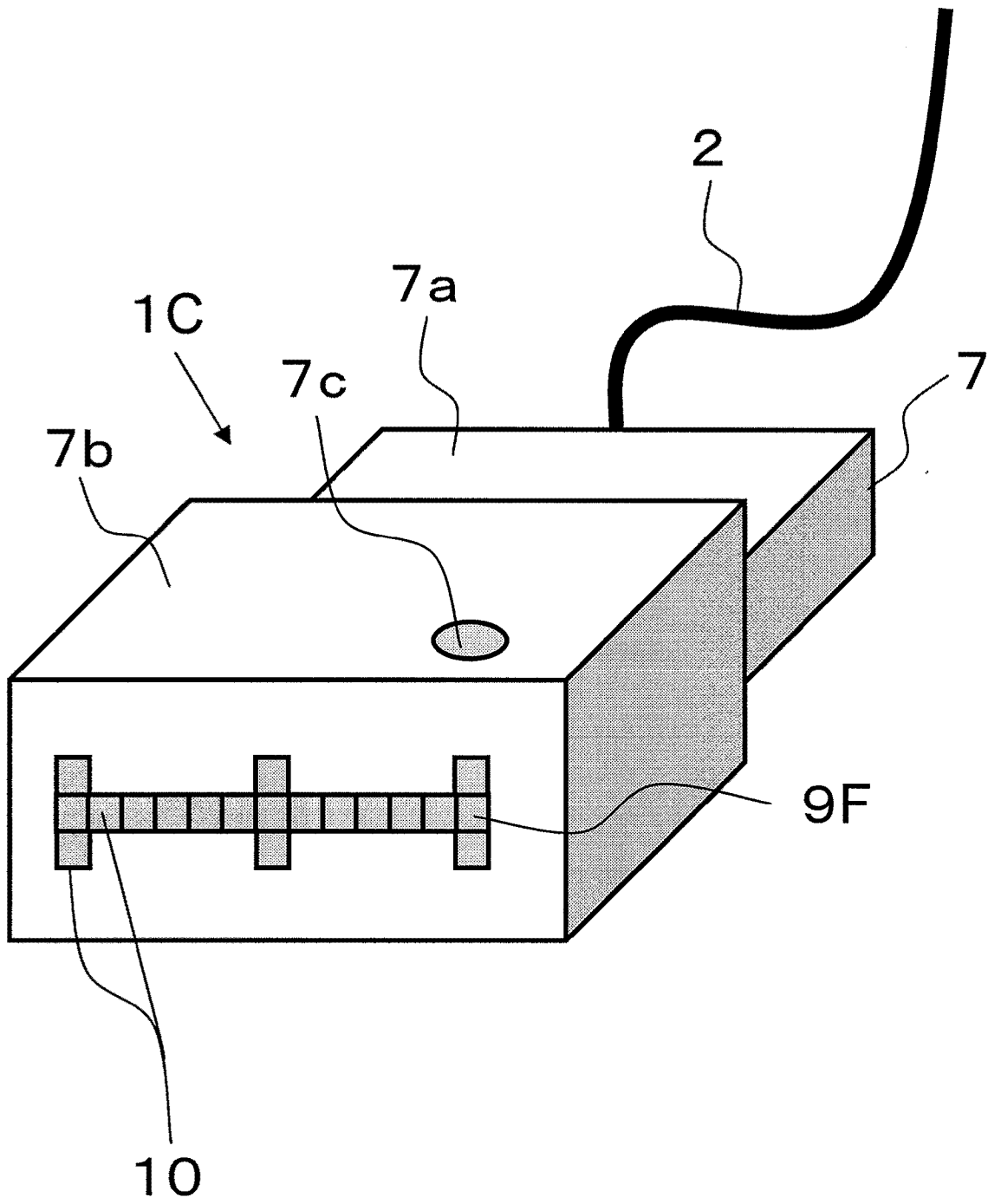


图 25

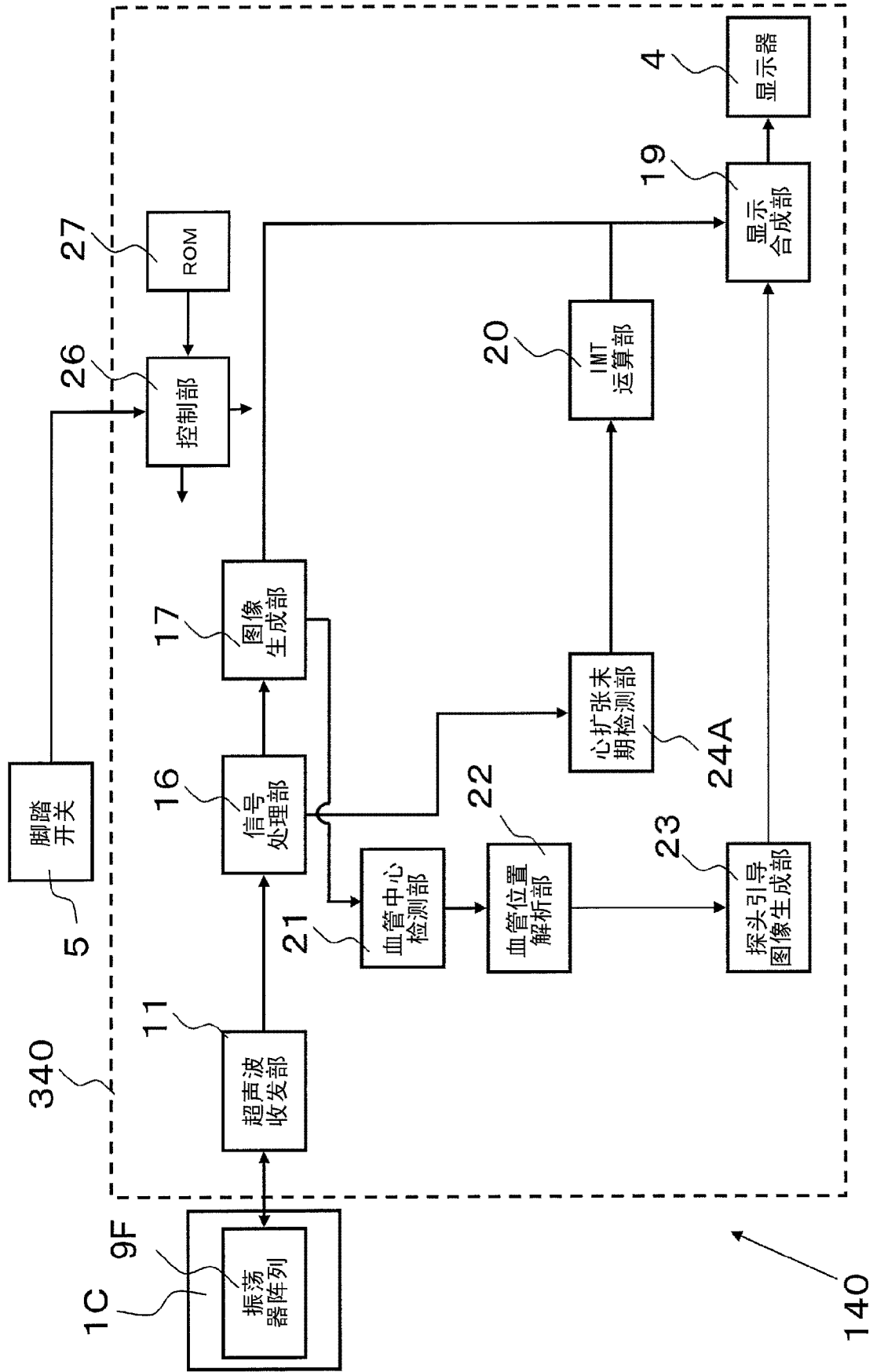


图 26