



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102415219 B

(45) 授权公告日 2015. 08. 05

(21) 申请号 200980158893. X
 (22) 申请日 2009. 04. 22
 (85) PCT国际申请进入国家阶段日
 2011. 10. 21
 (86) PCT国际申请的申请数据
 PCT/JP2009/001836 2009. 04. 22
 (87) PCT国际申请的公布数据
 W02010/122602 JA 2010. 10. 28
 (73) 专利权人 株式会社岛津制作所
 地址 日本京都府
 (72) 发明人 齐藤祐 藤井英树
 (74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事
 务所(普通合伙) 11277
 代理人 刘新宇

(56) 对比文件
 CN 1627470 A, 2005. 06. 15,
 JP 昭 64-38800 U, 1989. 03. 08,
 CN 101011258 A, 2007. 08. 08,
 JP H09213494 A, 1997. 08. 15,
 JP 昭 36-5128 A, 1961. 05. 19,

审查员 陈晓

(51) Int. Cl.
 H05G 1/32(2006. 01)
 H05G 1/66(2006. 01)

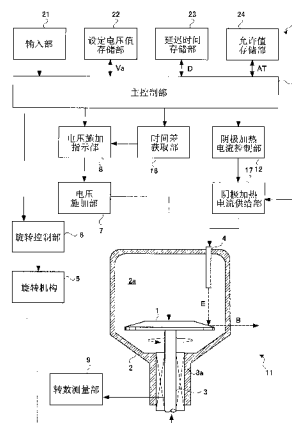
权利要求书2页 说明书10页 附图8页

(54) 发明名称

高压装置以及具备该高压装置的放射线源、放射线透视摄像设备

(57) 摘要

本发明所涉及的高电压装置会等到旋转阳极(1)达到不会受损程度的高转数后对旋转阳极(1)施加规定的电压。也就是说,能够从对旋转阳极(1)施加电压的时刻起就输出已经是所期望强度的X射线。因而,能够紧接在对旋转阳极(1)施加电压之后进行诊断。也就是说,在开始X射线照射后,不需要如以往那样等到X射线强度成为适于诊断的强度,也不需要对被检体照射不必要的X射线。因而,能够抑制对被检体照射过量的X射线(同时改善了从手术操作者指示开始透视起到照射适于诊断的X射线为止的响应)。



1. 一种高电压装置,用于在放射线源中提供电压,该放射线源具备旋转阳极、容纳上述旋转阳极的容器、使上述旋转阳极旋转的旋转单元以及控制上述旋转阳极的旋转控制单元,该高电压装置的特征在于,具备:

电压施加单元,其对上述旋转阳极施加电压;以及

电压施加指示单元,其将上述旋转阳极的转数正在增加且达到受损极限负载所对应的、上述旋转阳极不会受损的程度的高转数的时刻设为放射线的照射开始时刻,在上述放射线的照射开始时刻对上述电压施加单元进行指示,使上述电压施加单元施加能够进行放射线透视摄像的规定电压,由此开始放射线的照射。

2. 根据权利要求 1 所述的高电压装置,其特征在于,

上述电压施加指示单元进行指示,使得在上述旋转阳极自开始旋转而达到即使施加上述电压也不会受损的程度的高转数的时刻施加上述电压,

上述电压施加指示单元根据 (A) 施加于上述旋转阳极的电流和电压来决定从上述旋转阳极开始旋转起到上述旋转阳极达到即使施加上述电压也不会受损的程度的高转数为止的期间。

3. 根据权利要求 1 所述的高电压装置,其特征在于,

上述电压施加指示单元进行指示,使得在经过了延迟时间的时刻施加上述电压,该延迟时间表示从结束对上述旋转阳极施加电压的时刻起到上述旋转阳极达到即使施加上述电压也不会受损的程度的高转数的时刻为止的期间,

上述电压施加指示单元根据 (A) 施加于上述旋转阳极的电流和电压、以及 (B) 从结束对上述旋转阳极施加电压起到开始对上述旋转阳极的旋转进行制动为止的偏差时间来决定上述延迟时间。

4. 根据权利要求 1 至 3 中的任一项所述的高电压装置,其特征在于,

还具备转数测量单元,该转数测量单元测量上述旋转阳极的转数,

其中,上述电压施加指示单元进行指示,使得在所测量出的转数大于等于即使施加上述电压时上述旋转阳极也不会受损的程度的高转数的时刻施加上述电压。

5. 根据权利要求 3 所述的高电压装置,其特征在于,

还具备输入单元,该输入单元用于输入手术操作者的指示,

其中,上述电压施加指示单元进行指示,使得当由手术操作者发出使上一次针对上述旋转阳极的电压施加结束的指示之后且在上述旋转阳极处于保持不会受损的程度的高转数的状态时施加上述电压。

6. 根据权利要求 1 至 3 中的任一项所述的高电压装置,其特征在于,

还具备设定值存储单元,该设定值存储单元存储上述电压施加指示单元所参照的设定值,

其中,上述设定值能够进行变更。

7. 一种放射线源,其安装有权利要求 1 至 6 中的任一项所述的高电压装置,该放射线源的特征在于,具备:

旋转阳极;

容器,其容纳上述旋转阳极;

旋转单元,其使上述旋转阳极旋转;以及

旋转控制单元,其控制上述旋转阳极。

8. 一种放射线透视摄像设备,其具备权利要求 7 所述的放射线源,该放射线透视摄像设备的特征在于,具备:

放射线检测单元,其对从上述放射线源照射的放射线进行检测。

高电压装置以及具备该高电压装置的放射线源、放射线透视摄像设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种对能够变更放射线强度的放射线源提供电力的高电压装置以及具备该高电压装置的放射线源、放射线透视摄像设备。

背景技术

[0002] 在医疗机构中配备有获取被检体的透视图像的放射线透视摄像设备。对这种放射线透视摄像设备的以往的结构进行说明。以往的放射线透视摄像设备具备用于载置被检体的顶板、设置于顶板的上部的放射线源以及设置于顶板的下部的放射线检测单元 (FPD)。放射线源和 FPD 能够沿着被检体 M 的体轴方向移动。

[0003] 对放射线源 53 的结构进行具体的说明。如图 7 所示,放射线源 53 构成为:具有周缘为锥形状的圆板状的旋转阳极 61。旋转阳极 61 位于真空容器 62 的中空部,容器的中空部保持真空。支承轴 63 旋转自如地支承旋转阳极 61。阴极 64 设置于与旋转阳极 61 的周缘相向的位置,从此处向旋转阳极 61 的周缘部照射电子 E。此时,对旋转阳极 61 与阴极 64 之间施加高电压。从阴极 64 发射的电子 E 撞击旋转阳极 61 的周缘部,从此处向真空容器 62 的外部照射 X 射线束 B。例如在专利文献 1 中记载了这种结构的放射线源。

[0004] 由电压施加部 67 提供对旋转阳极 61 与阴极 64 之间施加的电压。并且,使支承轴 63 旋转的旋转机构 65 设置的目的是为了为了使旋转阳极 61 相对于阴极 64 进行旋转。

[0005] 输入部 80 输入手术操作者的指示,手术操作者能够通过该输入部 80 自如地操作放射线源 53。主控制部 81 统一控制 X 射线管的各部。

[0006] 说明这种放射线源 53 的动作。如图 8 所示,在停止了照射放射线的最初阶段,旋转阳极 61 与阴极 64 之间的电压 V 为 0。

[0007] 当手术操作者通过输入部 80 进行照射放射线的指示时,在此时刻 TA,开始旋转阳极 61 的旋转,最初为 0 的旋转阳极 61 的转数 R 增加。与此同时,电压施加部 67 首先对旋转阳极 61 与阴极 64 之间施加低到即使旋转阳极 61 静止也不会受损的程度的最低电压 VL。

[0008] 当旋转阳极 61 开始旋转时,旋转阳极 61 不久达到规定的转数 RA。但是,在时刻 TA,旋转阳极处于静止,达到规定的转数 RA 需要一些时间。将该所需时间设为 t1。

[0009] 在旋转阳极 61 转速不足的过程中存在如下的危险性:当对两极 61、64 之间施加高电压时,旋转阳极 61 的周缘部的被电子撞击的部分被过度加热,因而旋转阳极 61 受损。根据以往的结构,为了防止上述情况的发生,在从旋转阳极处于静止状态起开始透视的情况下,在时刻 TA,首先对两极 61、64 施加最低电压 VL(例如 50kV)。然后,在旋转阳极 61 的速度增加的同时逐渐升高施加于两极 61、64 的电压,最终使施加于两极 61、64 的电压成为适于诊断的电压 VA(例如 80kV)。将施加于两极 61、64 的电压从 VL 达到适于诊断的电压 VA 的期间设为 E。由 ABC(automatic brightness controller:自动亮度控制器)70 来进行该电压控制,该 ABC 70 通过使放射线强度自动地发生变化来调节透视图像的亮度。

[0010] 这样,根据以往的结构,构成为在开始照射放射线的时刻 TA,在从旋转阳极静止的

状态起开始透视的情况下,总是对两极 61、64 施加最低电压 VL。

[0011] 专利文献 1:日本特开平 9-213494 号公报

发明内容

[0012] 发明要解决的问题

[0013] 然而,在以往结构的放射线源中存在如下的问题点。

[0014] 即,在以往结构的放射线源中,在从旋转阳极静止的状态起开始透视的情况下,当开始放射线的照射时,对两极 61、64 施加的电压首先从最低电压 VL 开始,然后上升至适于诊断的电压 VA。从适于诊断的电压 VA 施加于两电极 61、64 时起,放射线的强度成为手术操作者所期望的强度。即,在对两电极 61、64 施加的电压成为适于诊断的电压 VA 之前的期间,从放射线源发射的放射线的强度较弱。即,以低于适于诊断的电压 VA 的电压进行照射的放射线无法用于诊断。结果是等待直到对两电极 61、64 施加的电压成为适于诊断的电压 VA。

[0015] 在变为图 8 的期间 P 后开始获得适于诊断的透视图像。也就是说,在图 8 的期间 E 过程中,对被检体 M 照射了不必要的放射线。从抑制被检体 M 的被照射量的观点考虑,期望构成为仅在获得适于诊断的透视图像的期间才从放射线源照射放射线,应该抑制期间 E 的不必要的照射。

[0016] 本发明是鉴于这种情况而完成的,其目的在于提供一种能够抑制针对被检体的放射线辐射的高电压装置以及具备该高电压装置的放射线源、放射线透视摄像设备。

[0017] 用于解决问题的方案

[0018] 本发明为了完成这种目的而采用了如下结构。

[0019] 即,第一发明所涉及的高电压装置用于在放射线源中提供电压,该放射线源具备旋转阳极、容纳旋转阳极的容器、使旋转阳极旋转的旋转单元以及控制旋转阳极的旋转控制单元,该高电压装置的特征在于,具备:电压施加单元,其对旋转阳极施加电压;以及电压施加指示单元,其在旋转阳极达到不会受损的程度的高转数时起对电压施加单元进行指示,使电压施加单元施加能够进行放射线透视摄像的规定电压。

[0020] [作用·效果] 本发明所涉及的高电压装置等到旋转阳极达到不会受损程度的高转数后才对旋转阳极施加规定的电压。也就是说,即使从旋转阳极静止的状态起开始透视的情况下,也能够从对旋转阳极施加电压的时刻起输出已经是手术操作者所期望的强度的放射线。因而,能够紧接在对旋转阳极施加电压之后得到适于诊断的透视图像。也就是说,在开始放射线照射后,不需要如以往那样等到放射线强度增加并成为适于诊断的强度,也不需要对被检体照射不能用于诊断的放射线。因而,能够抑制对被检体照射不必要的放射线。

[0021] 另外,第二发明为,根据第一发明所述的高电压装置,其特征在于,电压施加指示单元进行指示,使得在旋转阳极开始旋转而达到即使施加电压也不会受损的程度的高转数的时刻施加电压,电压施加指示单元根据 (A) 施加于旋转阳极的电流和电压来决定从旋转阳极开始旋转起到旋转阳极达到即使施加电压也不会受损的程度的高转数为止的期间。

[0022] 另外,第三发明为,根据第一发明所述的高电压装置,其特征在于,电压施加指示单元进行指示,使得在经过了延迟时间的时刻施加电压,该延迟时间表示从结束对旋转阳

极施加电压的时刻起到旋转阳极达到即使施加电压也不会受损的程度的高转数为止的期间,电压施加指示单元根据(A)施加于旋转阳极的电流和电压、以及(B)从结束对旋转阳极施加电压起到开始对旋转阳极的旋转进行制动为止的偏差时间来决定延迟时间。

[0023] [作用·效果]上述结构是电压施加指示单元如何判断旋转阳极的转数是否足够高的具体例。即,电压施加指示单元当从停止状态的旋转阳极开始旋转起经过某一期间时,判断为旋转阳极达到了不会受损的转数。另外,电压施加指示单元当从结束对旋转阳极施加电压的时刻起经过了延迟时间时,判断为旋转阳极达到了不会受损的转数。通过构成为这种结构,在旋转阳极的转数足够高的时刻施加电压,因此即使对旋转阳极与阴极之间施加规定的电压,旋转阳极也不会损坏。该延迟时间也可以与所施加的负载相应地改变。

[0024] 另外,根据权利要求1到权利要求3中的任一项所述的高电压装置,权利要求4所涉及的发明的特征在于,第四发明为,根据第一发明至第三发明中的任一项所述的高电压装置,其特征在于,还具备转数测量单元,该转数测量单元测量旋转阳极的转数,其中,电压施加指示单元进行指示,使得在所测量出的转数大于等于即使施加电压旋转阳极也不会受损的程度的高转数的时刻施加电压。

[0025] [作用·效果]上述结构是电压施加指示单元如何判断旋转阳极的转数是否足够高的具体例之一。即,当由转数测量单元实际测量出的旋转阳极的转数大于等于规定的转数时,电压施加指示单元判断为旋转阳极达到了不会受损的转数。如果转数大于等于规定的转数(允许转数),则可以认为旋转阳极的转数足够高,因此即使对旋转阳极与阴极之间施加规定的电压,旋转阳极也不会损坏。该允许转数也可与所施加的负载相应地改变。

[0026] 另外,根据权利要求3所述的高电压装置,权利要求5所涉及的发明的特征在于,第五发明为,根据第三发明所述的高电压装置,其特征在于,还具备输入单元,该输入单元用于输入手术操作者的指示,其中,电压施加指示单元进行指示,使得当由手术操作者发出使上一次针对旋转阳极的电压施加结束的指示之后且在旋转阳极处于保持不会受损的程度的高转数的状态时施加电压。

[0027] [作用·效果]上述结构是电压施加指示单元如何判断旋转阳极的转数是否足够高的具体例之一。在结束放射线的照射后,当经过固定时间时,开始对旋转阳极施加制动而使其减速,几分钟后旋转阳极完全停止,但是在制动后的一定时间内旋转阳极还未停止旋转。在旋转阳极的转数保持足够高的情况下,即使从旋转开始起不等待延迟时间,也能够立即对旋转阳极与阴极之间施加电压。在上述结构中,当从上次结束对旋转阳极施加电压的时刻起到通过输入单元输入开始照射放射线的指示的时刻为止的时间比规定的允许时间短时,旋转阳极的转数足够高而达到不会导致损坏的程度。因而,在这种情况下,上述结构中的电压施加指示单元即使在从旋转阳极开始旋转起经过延迟时间之前也判断为旋转阳极达到了不会受损的转数。由此,能够改善放射线源对于手术操作者输入的响应。该允许时间也可与所施加的负载相应地改变。

[0028] 另外,第六发明为,根据第一发明至第五发明所述的高电压装置,其特征在于,还具备设定值存储单元,该设定值存储单元存储电压施加指示单元所参照的设定值,其中,设定值能够进行变更。

[0029] [作用·效果]根据上述结构,能够提供一种可通过变更检查的方法等来自由地应对的放射线源。即,手术操作者能够随意地变更设定电压值,因此,确保对旋转阳极与阴极

之间施加的电压从被施加的时刻起就成为手术操作者所期望的电压。

[0030] 另外,第七发明为,一种安装有第一发明至第六发明中的任一项所述的高电压装置的放射线源,其特征在于,具备:旋转阳极;容器,其容纳旋转阳极;旋转单元,其使旋转阳极旋转;以及旋转控制单元,其控制旋转阳极。

[0031] [作用·效果] 根据上述结构,能够提供如下的一种放射线源:能够从开始照射起就输出期望的强度的放射线。

[0032] 另外,第八发明为,一种具备第七发明所述的放射线源的放射线透视摄像设备,其特征在于,具备:放射线检测单元,其对从放射线源照射的放射线进行检测。

[0033] [作用·效果] 根据上述结构,能够提供一种具备放射线源的放射线透视摄像装置,该放射线源能够从开始照射起就输出期望的强度的放射线。由于不会对被检体辐射不能用于诊断的放射线,因此能够提供一种可抑制针对被检体的放射线辐射的放射线透视摄像装置。

附图说明

[0034] 图 1 是说明实施例 1 所涉及的 X 射线管的结构的功能框图。

[0035] 图 2 是说明实施例 1 所涉及的旋转阳极的结构立体图。

[0036] 图 3 是说明实施例 1 所涉及的 X 射线管的动作的流程图。

[0037] 图 4 是说明实施例 1 所涉及的 X 射线管的动作的时序图。

[0038] 图 5 是说明实施例 1 所涉及的 X 射线管的动作的时序图。

[0039] 图 6 是说明实施例 2 所涉及的 X 射线管的结构的功能框图。

[0040] 图 7 是说明实施例 2 所涉及的 X 射线管的结构的功能框图。

[0041] 图 8 是说明实施例 2 所涉及的放射线源的结构时序图。

[0042] 附图标记说明

[0043] 1:旋转阳极;2:真空容器(容器);3:支承轴;4:阴极;5:旋转机构(旋转单元);6:旋转控制部(旋转控制单元);7:电压施加部(电压施加单元);8:电压施加指示部(电压施加指示单元);9:转数测量部(转数测量单元);10:X 射线管(放射线源);22:设定值存储部(设定值存储单元);34:FPD(放射线检测单元)

具体实施方式

[0044] 下面,参照附图来说明本发明所涉及的放射线源以及放射线透视摄像设备的最佳方式。此外,以下所说明的 X 射线为本发明的放射线的一例。

[0045] 实施例 1

[0046] 说明本发明所涉及的 X 射线管 10 的结构。如图 1 所示, X 射线管 10 具有旋转阳极 1。旋转阳极 1 位于真空容器 2 的中空部 2a,真空容器 2 的中空部 2a 保持真空。图 2 是说明实施例 1 所涉及的旋转阳极的结构立体图。旋转阳极 1 由支承轴 3 旋转自如地进行支承。该旋转阳极 1 是圆盘状,并且沿着远离支承轴 3 的方向成为尖端越来越细的锥形状。即,旋转阳极 1 为伞型,其周缘部 1a(参照图 2)相对于支承轴 3 倾斜。此外,周缘部 1a 也被称为电子束的靶。真空容器相当于本发明的容器, X 射线管相当于本发明的放射线源。

[0047] 阴极 4 的前端位于真空容器 2 的中空部 2a,并且与旋转阳极 1 的周缘部 1a 相向。

当对旋转阳极 1、阴极 4 施加电压时,从该阴极 4 的前端向旋转阳极 1 的周缘部 1a 照射电子 E。从阴极 4 发射出的电子 E 撞击旋转阳极 1 的周缘部 1a,并由此处向真空容器 2 的外部照射 X 射线束 B。此外,阴极 4 的前端成为发射电子的灯丝。

[0048] 旋转阳极 1、真空容器 2、支承轴 3 以及阴极 4 合称为管球 11。

[0049] 对旋转阳极 1 和阴极 4 施加的高电压由电压施加部 7 来提供。从电压施加部 7 提供的电压是可变的。电压施加指示部 8 向电压施加部 7 发送指示信号,电压施加部 7 按照该指示信号中止对旋转阳极 1 与阴极 4 之间施加电压,或者恢复电压的施加。电压施加部相当于本发明的电压施加单元,电压施加指示部相当于本发明的电压施加指示单元。

[0050] 阴极加热电流供给部 17 对阴极 4 提供低电压的电流。该电流通过呈线圈状的阴极 4 使阴极 4 加热。即,在 X 射线管 10 中,在产生 X 射线之前预先加热阴极 4。加热后的阴极 4 容易发生热电子发射,在该状态下当通过电压施加部 7 对两极 1、4 施加高电压时,电子 E 接连不断地从阴极 4 向旋转阳极 1 飞出。该阴极加热电流供给部 17 由阴极加热电流控制部 12 进行控制。

[0051] 使支承轴 3 旋转的旋转机构 5 设置的目的是为了使旋转阳极 1 相对于阴极 4 进行旋转。此外,旋转机构 5 由旋转控制部 6 进行控制。另外,输入部 21 用于输入手术操作者的指示,手术操作者能够通过该输入部 21 进行开始透视的指示、X 射线条件的变更。绝缘环 3a 是支承轴 3 的轴承。该绝缘环 3a 将支承轴 3 和真空容器 2 绝缘,并且防止空气从真空容器 2 的外部流向真空的中空部 2a。旋转控制部相当于本发明的旋转控制单元,旋转机构相当于本发明的旋转单元。

[0052] 转数测量部 9 逐次监视旋转阳极 1 的转数。转数测量部 9 向后述的主控制部 29 发送转数数据。转数测量部相当于本发明的转数测量单元。

[0053] 设定电压值存储部 22、延迟时间存储部 23 以及允许值存储部 24 是分别存储后述的设定电压值 V_a 、延迟时间 D 以及允许时间 AT 的存储部。另外,在 X 射线管 10 中设置有时间差获取部 18。关于设置这些部的意义在后记述。此外,手术操作者能够通过输入部 21 来更新存储在设定电压值存储部 22 中的设定电压 V_a 。

[0054] X 射线管 10 中设置有主控制部 29,该主控制部 29 统一控制旋转控制部 6、电压施加指示部 8 以及阴极加热电流控制部 12。主控制部 29 由 CPU 构成,通过执行各种程序来实现各部。另外,也可以将上述各部分分配给负责各部的运算装置来执行。

[0055] 接着,说明实施例 1 所涉及的 X 射线管 10 的动作。图 3 是说明实施例 1 所涉及的 X 射线管的动作的流程图。示出加入实施例 1 所涉及的 X 射线管 10 的动作特征后的一系列动作。即,下述说明的 X 射线管 10 的动作例具备以下各步骤:照射开始指示步骤 S1,对输入部 21 输入照射开始的指示;旋转开始步骤 S2,使旋转阳极 1 开始旋转;电压控制步骤 S3,控制电压施加部 7 的电压;电压施加开始步骤 S4,开始施加电压;照射结束指示步骤 S5,对输入部 21 输入结束照射的指示;旋转制动开始步骤 S6,使对旋转阳极 1 的旋转的制动开始;电压施加中止步骤 S7,中止施加电压;照射恢复指示步骤 S8,对输入部 21 输入恢复照射的指示;旋转恢复步骤 S9,使旋转阳极 1 恢复旋转;电压再控制步骤 S10,控制电压施加部 7 的电压;以及电压施加恢复步骤 S11,恢复施加电压。下面,按顺序说明上述各步骤的详细内容。

[0056] <照射开始指示步骤 S1、旋转开始步骤 S2>

[0057] 首先,手术操作者通过输入部 21 对 X 射线管 10 指示照射 X 射线。于是,旋转控制部 6 立即指示旋转阳极 1 开始旋转,处于旋转停止状态的旋转阳极 1 开始旋转。

[0058] < 电压控制步骤 S3>

[0059] 接着,通过电压施加指示部 8 来调节电压施加部 7 的电压。即,电压施加指示部 8 读出存储在设定电压值存储部 22 中的设定电压值 V_a ,将电压施加部 7 的电压设为 V_a 。此外,在该时刻,电压施加指示部 8 没有指示电压施加部 7 施加电压,因此,由电压施加部 7 对两极 1、4 进行的电压施加仍然中止。

[0060] 此外,在照射开始指示步骤 S1 中,手术操作者有时在指示 X 射线照射之前会指示对设定电压值 V_a 进行变更。此时,在由输入部 21 获得的新的设定电压值 V_b 被存储到设定电压值存储部 22 之后,电压施加指示部 8 根据该新的设定电压值 V_b 来控制电压施加部 7。此外,在照射开始指示步骤 S1 的时刻,阴极加热电流供给部 17 被阴极加热电流控制部 12 控制,开始对阴极 4 进行加热。

[0061] < 电压施加开始步骤 S4>

[0062] 接着,电压施加指示部 8 读出存储在延迟时间存储部 23 中的期间 N 。该期间 N 例如为 0.5 秒。或者,作为期间 N 也可以使用主控制部 29 根据设定电压值 V_a 或 V_b 所产生的负载而算出的值。关于该期间 N 的计算方法在后记述。如图 4 的 (a) 所示,电压施加指示部 8 在从指示进行 X 射线照射的时刻 S_t 起经过某一期间 N 之后,对电压施加部 7 发出开始施加电压的指示。这样,对两极 1、4 施加设定电压 V_a ,从 X 射线管 10 发射 X 射线。这样,电压施加指示部 8 构成为基于期间 N 进行施加电压的指示。此外,期间 N 表示从停止旋转的旋转阳极 1 开始旋转起到旋转阳极 1 达到即使施加电压也不会受损的程度的高转数为止的期间。

[0063] 参照图 4 的 (a) 对电压施加开始步骤 S4 进行更为详细的说明。在指示进行 X 射线照射的时刻 S_t ,立即开始使旋转阳极 1 旋转。但是,在时刻 S_t ,旋转阳极 1 的转数没有足够高,如果从该时刻起对两极 1、4 施加高电压,则可能损坏旋转阳极 1。因此,根据实施例 1 的结构,构成为在从时刻 S_t 起经过期间 N 后的时刻 D_t 对两极 1、4 施加高电压。在时刻 D_t ,旋转阳极 1 的转数足够高,因此旋转阳极 1 不会受损。

[0064] 根据以往结构,在 X 射线照射开始的时刻, X 射线强度弱,但是根据实施例 1 的结构,在 X 射线照射开始的时刻 D_t , X 射线强度成为手术操作者所期望的强度。这是由于在时刻 D_t 对两极 1、4 施加了设定电压 V_a 。也就是说,从图 4 的 (a) 的时刻 D_t 起,照射适于诊断的强度的 X 射线的期间 P 开始。即,能够在开始 X 射线照射的同时开始诊断。

[0065] < 照射结束指示步骤 S5、旋转制动开始步骤 S6、电压施加中止步骤 S7>

[0066] 当手术操作者通过输入部 21 指示 X 射线照射结束时 [参照图 4 的 (a) 的时刻 E_t],电压施加指示部 8 对电压施加部 7 发出中止施加电压的指示,从而停止照射 X 射线。之后,当经过固定时间 (例如 60 秒) 时 [参照图 4 的 (a) 的时刻 F_t],旋转控制部 6 控制旋转机构 5 以进行制动使得旋转阳极 1 的旋转减速。制动后旋转阳极 1 也会继续旋转并自然减速,不久静止。此外,在该时刻电压施加部 7 的电压仍为 V_a 。

[0067] < 照射恢复指示步骤 S8、旋转恢复步骤 S9、电压施加恢复步骤 S11>

[0068] 接着,假设在 X 射线照射结束后需要再次照射 X 射线。手术操作者通过输入部 21 指示恢复 X 射线照射。于是,旋转控制部 6 控制旋转机构 5 以使旋转阳极 1 再次旋转。也

就是说,如图 4 的 (b) 所示,从指示恢复 X 射线照射的时刻 G_t 起旋转阳极 1 开始加速旋转。此外,图 4 的 (b) 的箭头表示手术操作者发出结束 X 射线照射的指示的时刻(步骤 S5 的时刻)。为了尽可能抑制针对被检体的放射线辐射而指示结束 X 射线照射时,X 射线照射立即被中止。另一方面,旋转阳极 1 的旋转仍有余量,从 X 射线照射中止起经过规定的偏差时间 Q 后开始旋转制动。将第一次开始进行旋转阳极 1 制动的时刻设为 F_t 。

[0069] 由时间差获取部 18 来算出从时刻 F_t 至时刻 G_t 为止的时间(以下称为指示间时间 FG)。然后,电压施加指示部 8 读出存储在允许值存储部 24 中的允许时间 AT ,将指示间时间 FG 与允许时间 AT 进行比较。并且,如图 4 的 (b) 所示,电压施加指示部 8 在指示间时间 FG 比允许时间 AT 短的情况下进行施加电压的指示。这样,在指示恢复 X 射线照射的时刻立即再次照射 X 射线。允许时间 AT 例如为 5 分钟。这样,电压施加指示部 8 构成为基于允许时间 AT 进行施加电压的指示。从结束 X 射线照射到恢复 X 射线照射为止的时间为延迟时间 D 。如图 4 的 (b) 所示,在指示间时间 FG 比允许时间 AT 短的情况下,延迟时间 D 变得比偏差时间 Q 与允许时间 AT 之和更短。

[0070] 说明允许时间 AT 。允许时间 AT 是如下的时间。即,当从上次结束对旋转阳极 1 施加电压的时刻起到通过输入单元输入开始放射线照射的指示的时刻为止的时间比该允许时间 AT 更短时,旋转阳极 1 处于保持即使施加电压也不会受损的程度的高转数的状态。

[0071] 当指示间时间 FG 小于允许时间 AT 时,旋转阳极 1 的转速足够快,即使对两极 1、4 施加高电压,旋转阳极 1 也不会损坏。并且,电压施加部 7 的电压为 V_a ,因此在手术操作者指示恢复 X 射线照射的时刻 G_t 对两极 1、4 施加电压 V_a 。也就是说,从时刻 G_t 起,照射适于诊断的强度的 X 射线的期间 P 重新开始。即,手术操作者能够在恢复照射 X 射线的同时获得适于诊断的 X 射线透视图像。

[0072] 接着,对指示间时间 FG 大于等于允许时间 AT 的情况进行说明。当指示间时间 FG 大于等于允许时间 AT 时,旋转阳极 1 的转速慢,如果直接对两极 1、4 施加高电压,则可能损坏旋转阳极 1。因而,电压施加指示部 8 在指示间时间 FG 大于等于允许时间 AT 的情况下直接使对两极 1、4 施加的高电压停止。如图 5 的 (a) 所示,从 X 射线照射结束的时刻 E_t 起经过延迟时间 D ,电压施加指示部 8 进行施加电压的指示。如果从时刻 G_t 起经过了延迟时间 D ,则由于旋转阳极 1 的转速足够高,因此即使对两极 1、4 施加高电压,旋转阳极 1 也不会损坏。从结束 X 射线照射起到恢复 X 射线照射为止的时间为延迟时间 D 。如图 5 的 (a) 所示,在指示间时间 FG 大于等于允许施加 AT 的情况下,延迟时间 D 比偏差时间 Q 与允许时间 AT 之和相等或者比二者之和更长。

[0073] 也就是说,不论指示间时间 FG 为何值,在再次照射 X 射线的时刻,旋转阳极 1 的转速足够高,旋转阳极 1 不会损坏。并且,从再次照射 X 射线的时刻起对两极 1、4 施加电压 V_a 。因而,手术操作者能够在恢复 X 射线照射的同时获得适于诊断的 X 射线透视图像。

[0074] < 电压再控制步骤 S10 >

[0075] 此外,还能够在再次照射 X 射线时改变设定电压值 V_a 。即,如图 5 的 (b) 所示,当假设在指示恢复 X 射线照射之前手术操作者通过输入部 21 指示将设定电压值由 V_a 变更至 V_b 时,通过对两极 1、4 施加电压 V_b 来恢复 X 射线照射。这样的动作通过以下的动作而完成:在电压施加指示部 8 对电压施加部 7 发出恢复施加电压的指示之前,电压施加部 7 从设定电压值存储部 22 读出电压的设定值。这样,在每次恢复 X 射线照射时,都能够对之前的 X

射线照射情况下的两极 1、4 的施加电压进行自由地变更。在这种情况下,也能够通过设定适当的延迟时间 D 来使基于设定电压值 V_b 的 X 射线照射开始。

[0076] 最后,对期间 N 以及指示间时间 FG 大于等于允许时间 AT 的情况下的延迟时间 D 的计算方法进行举例说明。首先,旋转阳极 1 处于停止状态下的受损极限负载(开始损坏的最大负载)为 2kW。并且,使旋转阳极 1 以 60Hz 进行旋转时的受损极限负载为 20kW。

[0077] 受损极限负载与旋转阳极 1 的转数的平方根成比例,因此,当将对旋转阳极 1 施加的负载设为 a(kW)、将此时旋转阳极开始损坏的最高转数设为 r 时, $(60)^{1/2}/(20-2) = r^{1/2}/(a-2)$ 的关系成立。利用该式对 r 求解则成为如下那样。

$$[0078] \quad r = 60 \cdot (a-2)^2/18^2$$

[0079] 这样,求出旋转阳极 1 开始损坏的最高转数 r。例如,当 $a = 8\text{kW}$ 时,r 大约为 7Hz。由此,当在旋转阳极 1 的转数与 r 为大约 7Hz 的转数相比更慢的状态下对旋转阳极 1 施加 8kW 的负载时,旋转阳极 1 可能被损坏。

[0080] 旋转阳极 1 从停止状态起每 1 秒增加 20Hz,因此旋转阳极 1 的转数从旋转开始增加至转数 r 大约需要 0.3 秒。在此,考虑到安全系数 1.3 而设为大约 0.4 秒。即,当旋转阳极 1 的负载为 8kW 时,期间 N 大约为 0.4 秒。当将旋转阳极 1 的转数增加速度设为 v(Hz/sec) 时,一般如下那样求出期间 N 和延迟时间 D。

$$[0081] \quad N > r/v$$

$$[0082] \quad D > r/v+Q$$

[0083] 此外,Q 为上述偏差时间。由电压施加指示部 8 来计算期间 N 和延迟时间 D。因而,与管电压、管电流相关的数据和与进行各动作的时刻相关的数据被逐次发送到电压施加指示部 8。

[0084] 如上所述,实施例 1 所涉及的高电压装置会等到旋转阳极 1 达到不会受损程度的高转数后对两极 1、4 施加规定的电压。也就是说,从对两极 1、4 施加电压的时刻起就输出已经是期望强度的 X 射线。因而,能够紧接在对两极 1、4 施加电压之后获取 X 射线透视图像。也就是说,不需要如以往那样在开始 X 射线照射之后等到 X 射线变为适于诊断的强度,也不需要对被检体 M 照射不能用于诊断的 X 射线。因而,能够抑制对被检体 M 照射不必要的 X 射线。

[0085] 作为电压施加指示部 8 如何判断旋转阳极 1 的转数是否足够高的具体例之一,有如下的例子。即,当从停止状态的旋转阳极 1 开始旋转起经过期间 N 或延迟时间 D 时,电压施加指示部 8 判断为旋转阳极 1 达到了不会受损的转数。如果经过期间 N 或延迟时间 D,则可以认为旋转阳极 1 的转数足够高,因此即使对两极 1、4 施加规定的电压,旋转阳极 1 也不会损坏。

[0086] 另外,在结束 X 射线照射并开始制动后的短暂期间,旋转阳极 1 继续旋转。在该状态下旋转阳极 1 的转数维持足够高的情况下,即使从旋转开始起未等待延迟时间 D,也能够立即对两极 1、4 施加电压。在上述结构中,当从前次结束对两极 1、4 施加电压的时刻起到通过输入单元输入开始照射 X 射线的指示的时刻为止的时间比规定的允许时间 AT 更短时,旋转阳极 1 的转数足够高,是不会导致损坏的程度。因而,在这种情况下,即使在从旋转阳极 1 的旋转开始起经过延迟时间 D 之前,上述结构中的电压施加指示部 8 也判断为旋转阳极 1 达到了不会受损的转数。由此,能够改善 X 射线源对于手术操作者输入的响应。

[0087] 另外,根据实施例 1 的结构,能够提供可通过变更检查的方法等来自由地应对的 X 射线管 10。即,手术操作者能够随意地变更设定电压值 V_a , 因此确保对旋转阳极 1 施加的电压从被施加的时刻起就成为手术操作者所期望的电压。

[0088] 实施例 2

[0089] 接着,对安装有实施例 1 所说明的 X 射线管 10 的放射线透视摄像设备进行说明。另外,实施例 2 的结构的 X 射线是本发明的放射线的一例。

[0090] 首先,说明实施例 2 所涉及的 X 射线透视摄像设备 30 的结构。图 6 是说明实施例 2 所涉及的 X 射线摄像设备的结构的功能框图。如图 6 所示,实施例 2 所涉及的 X 射线透视摄像设备 30 中设置有:顶板 32,其载置被检体 M;X 射线管 10,其设置于该顶板 32 的上部,用于照射脉冲状的 X 射线束;准直器 39,其对从 X 射线管 10 照射的 X 射线束进行准直;平板探测器 (FPD:Flat panel detector)34,其检测透过被检体 M 的 X 射线;以及 X 射线栅格 35,其去除入射到 FPD 34 的散射 X 射线。另外,实施例 2 的结构具备:管球控制部 36,其控制 X 射线管 10 的管电压、管电流以及 X 射线束在时间上的脉宽;管球移动机构 37,其使 X 射线管 10 移动;以及管球移动控制部 38,其控制管球移动机构 37。另外,实施例 2 所涉及的 X 射线透视摄像设备 30 具备使 FPD 34 移动的 FPD 移动机构 31 和控制该 FPD 移动机构 31 的 FPD 移动控制部 32。

[0091] 并且, X 射线透视摄像设备 30 具备根据从 FPD 34 输出的检测数据来生成 X 射线透视图像的图像生成部 42。此外, X 射线管相当于本发明的放射线源, FPD 相当于本发明的放射线检测单元。

[0092] 另外, X 射线透视摄像设备 30 具备接收手术操作者的指示的控制台 43 和显示 X 射线透视图像或动画的显示部 44。

[0093] 另外, X 射线透视摄像设备 30 具备主控制部 45, 该主控制部 45 统一控制管球控制部 36、管球移动控制部 38 以及图像生成部 42。该主控制部 45 由 CPU 构成, 通过执行各种程序来实现各部。另外, 也可以将上述各部分分配给负责各部的运算装置来执行。此外, 实施例 1 的主控制部 29 被合并到该实施例 2 的主控制部 45。

[0094] 说明具有这种结构的 X 射线透视摄像设备 30 的动作。首先, 将被检体 M 载置于顶板 32。手术操作者通过管球控制部 36 来控制 X 射线管 10 对被检体 M 照射 X 射线。透过被检体 M 的 X 射线由 FPD 34 进行检测, 并将检测数据发送到图像生成部 42, 从而生成反映被检体 M 的透视像的 X 射线透视图像。该 X 射线透视图像在显示部 44 进行显示, 从而实施例 2 所涉及的利用 X 射线透视摄像设备 30 获取 X 射线透视图像的步骤结束。

[0095] 实施例 2 所涉及的 X 射线透视摄像设备 30 成为抑制所照射的 X 射线对被检体 M 造成 X 射线辐射的装置。即, 从开始照射 X 射线起就立即对被检体 M 照射手术操作者所期望强度的 X 射线。因而, 不需要如以往那样从照射 X 射线之后等到 X 射线强度变为适于诊断的强度, 从而能够抑制对被检体 M 照射不必要的放射线。

[0096] 本发明不限于上述结构, 也可以进行如下的变形来实施。

[0097] (1) 在上述各实施例中, 也可以实际测量旋转阳极 1 的转数, 电压施加指示部 8 基于该转数来指示电压施加部 7。转数测量部 9 (参照图 1) 逐次测量旋转阳极 1 的当前转数。也可以是电压施加指示部 8 等到判断为转数已提高到足够高而不会损坏旋转阳极 1 的程度的时刻 (等到旋转阳极 1 的转数达到允许转数的时刻), 从该时刻起指示电压施加部 7 施加

电压。即,在本变形例中,电压施加指示部 8 具有以下两种模式:等到经过期间 N 或延迟时间 D 之后指示施加电压的延迟时间待机模式和等到旋转阳极 1 的转数足够高后指示施加电压的转数到达待机模式。能够自由地选择优先使用哪一个模式。即,如果优先使用转数到达待机模式,则根据旋转阳极 1 的转数,即使在经过期间 N 或者延迟时间 D 之前也能进行电压的施加。另外,如果优先使用延迟时间待机模式,则在经过期间 N 或延迟时间 D 后能够与旋转阳极 1 的转数无关地进行电压的施加。此外,允许转数被存储到允许值存储部 24。能够利用上述的转数 r 作为允许转数的实际值。这样,本变形例所涉及的电压施加指示部 8 构成为根据由转数测量部 9 测量出的转数来指示施加电压。

[0098] 在上述变形例中,当由转数测量部 9 实际测量出的旋转阳极 1 的转数大于等于规定转数时,电压施加指示部 8 判断为旋转阳极 1 达到了不会受损的转数。如果转数大于等于规定的转数(允许转数),则可以认为旋转阳极 1 的转数足够高,因此即使对旋转阳极 1 施加规定的电压,旋转阳极 1 也不会损坏。

[0099] (2) 在上述的各实施例中,以将 FPD 作为放射线检测单元的具体例为例进行了说明,但本发明并不限于此。作为放射线检测单元,也可以用将放射线转换为可见光线并进行显示的图像增强器来构成。

[0100] (3) 上述各实施例为医用设备,但本发明也能够应用于工业用、原子能用的设备。

[0101] (4) 上述各实施例所述的 X 射线是本发明的放射线的一例。因而,X 射线以外的放射线也能够适用于本发明。

[0102] 产业上的可利用性

[0103] 如上所述,本发明适用于医用的放射线透视摄像设备。

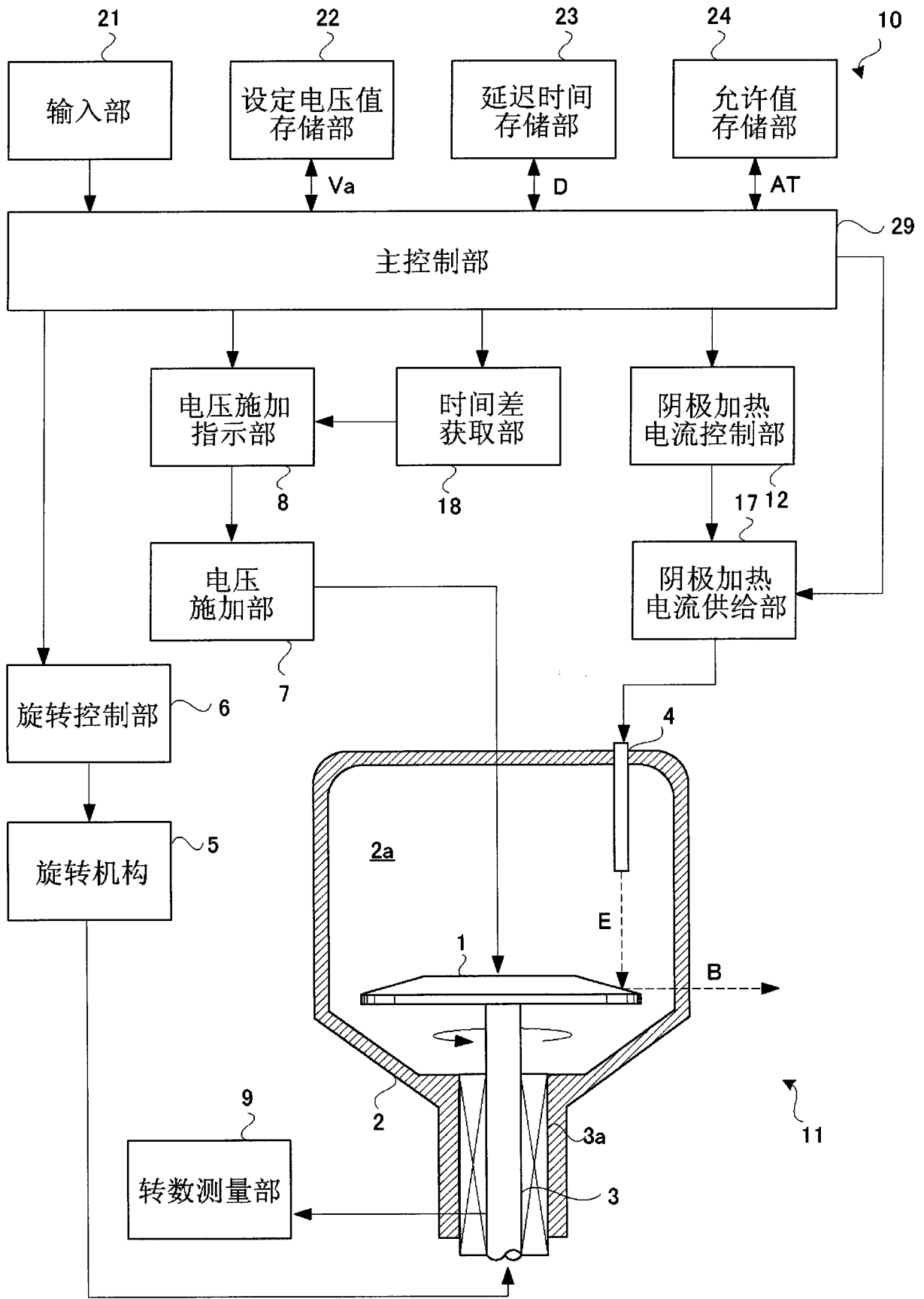


图 1

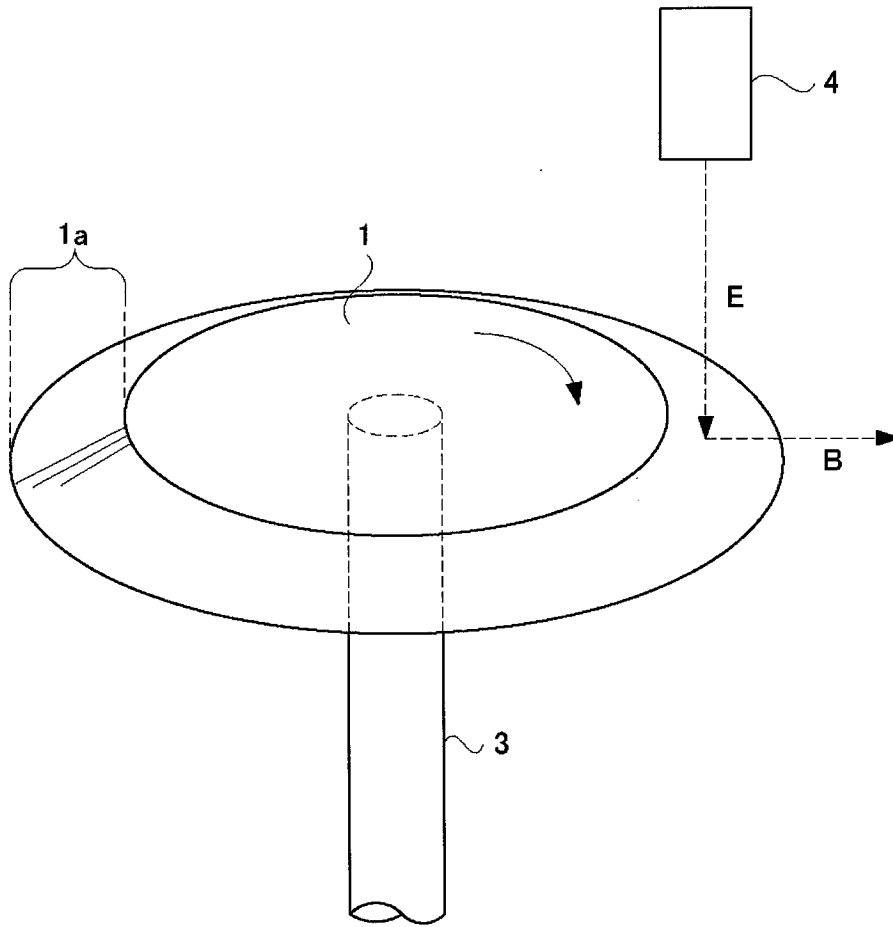


图 2

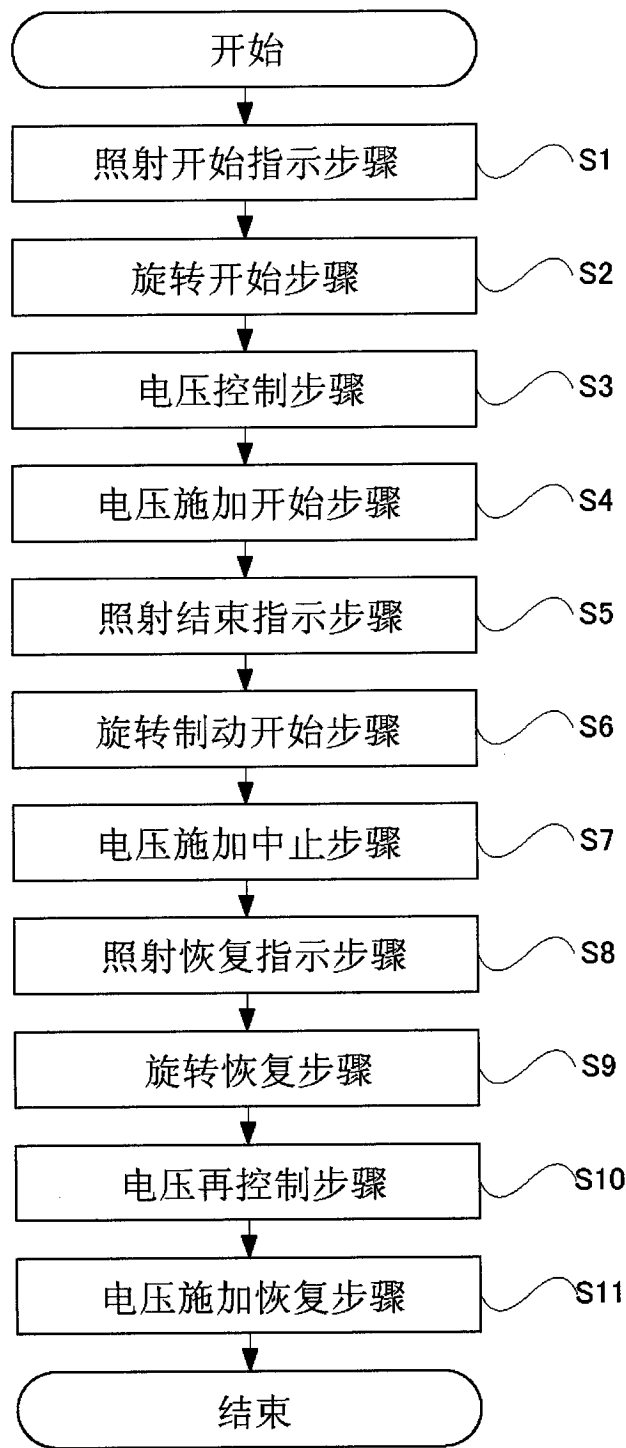


图 3

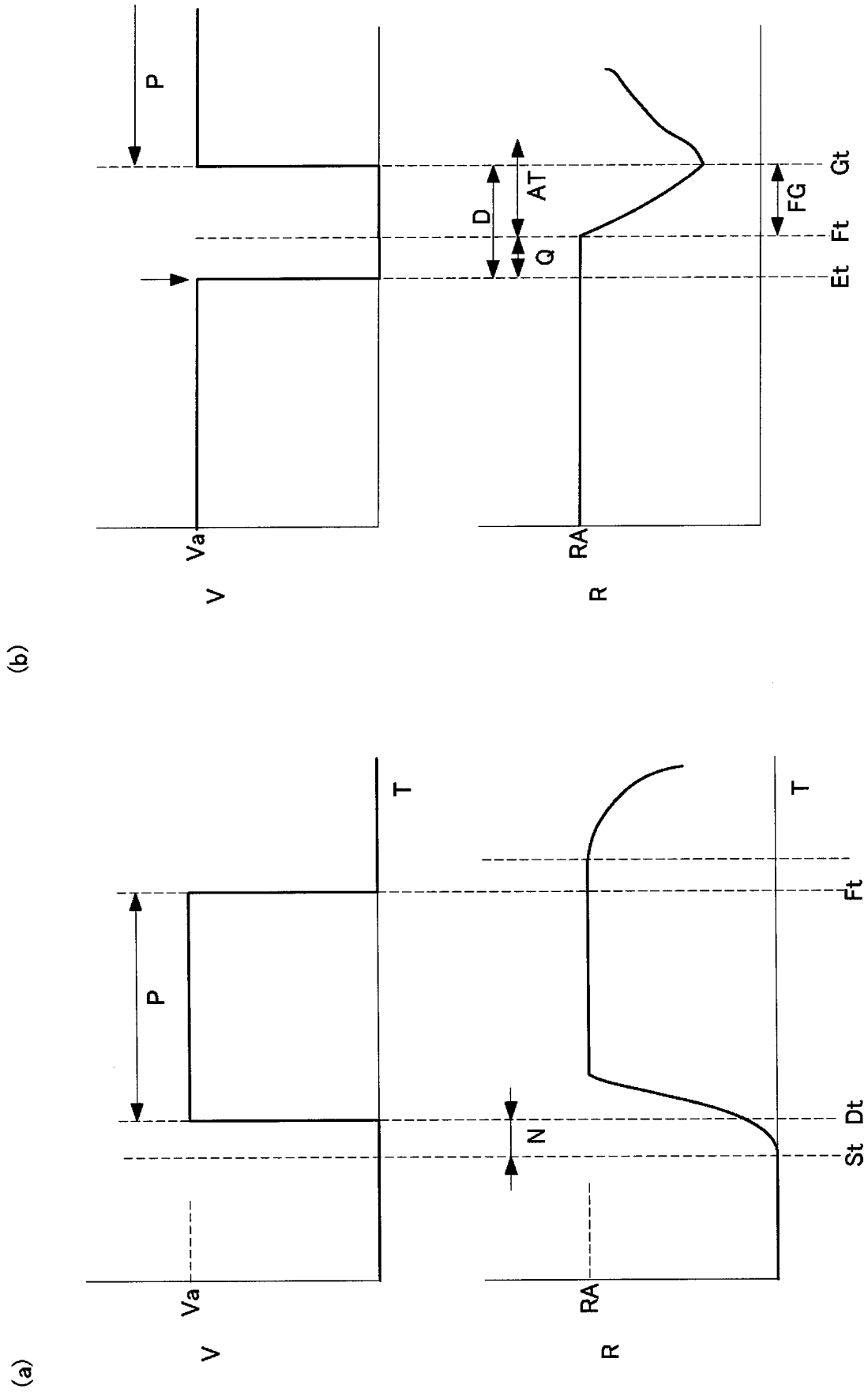


图 4

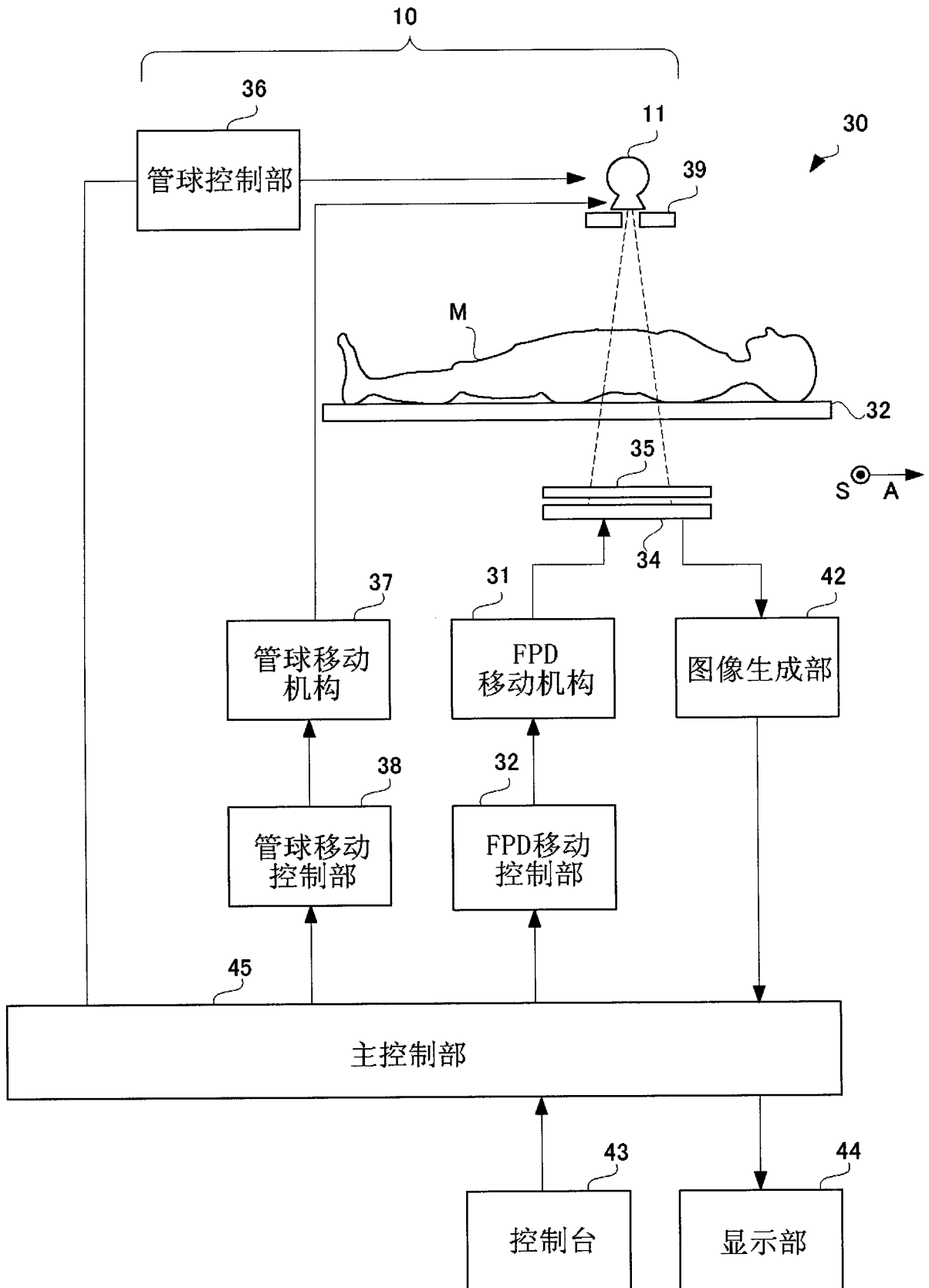


图 6

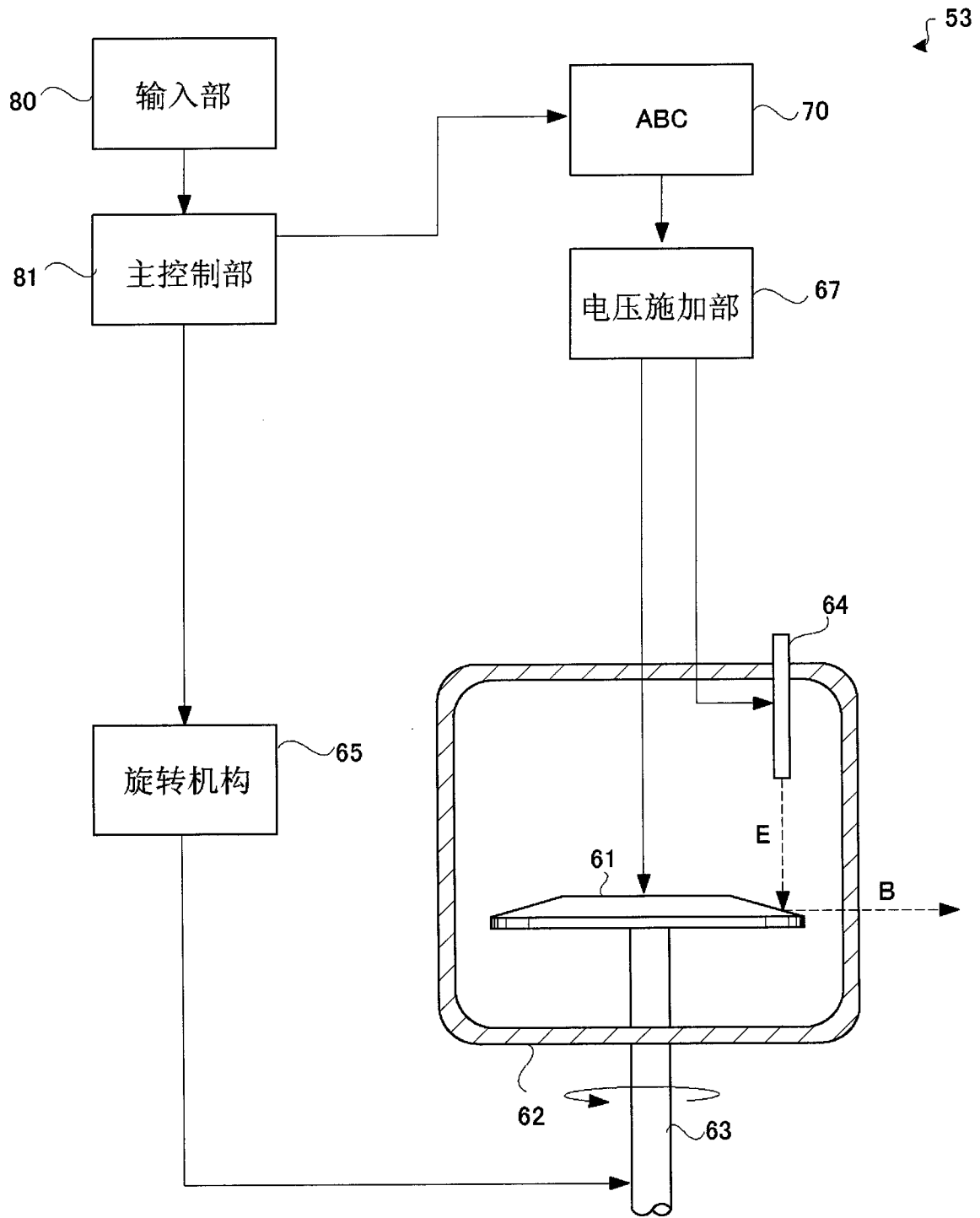


图 7

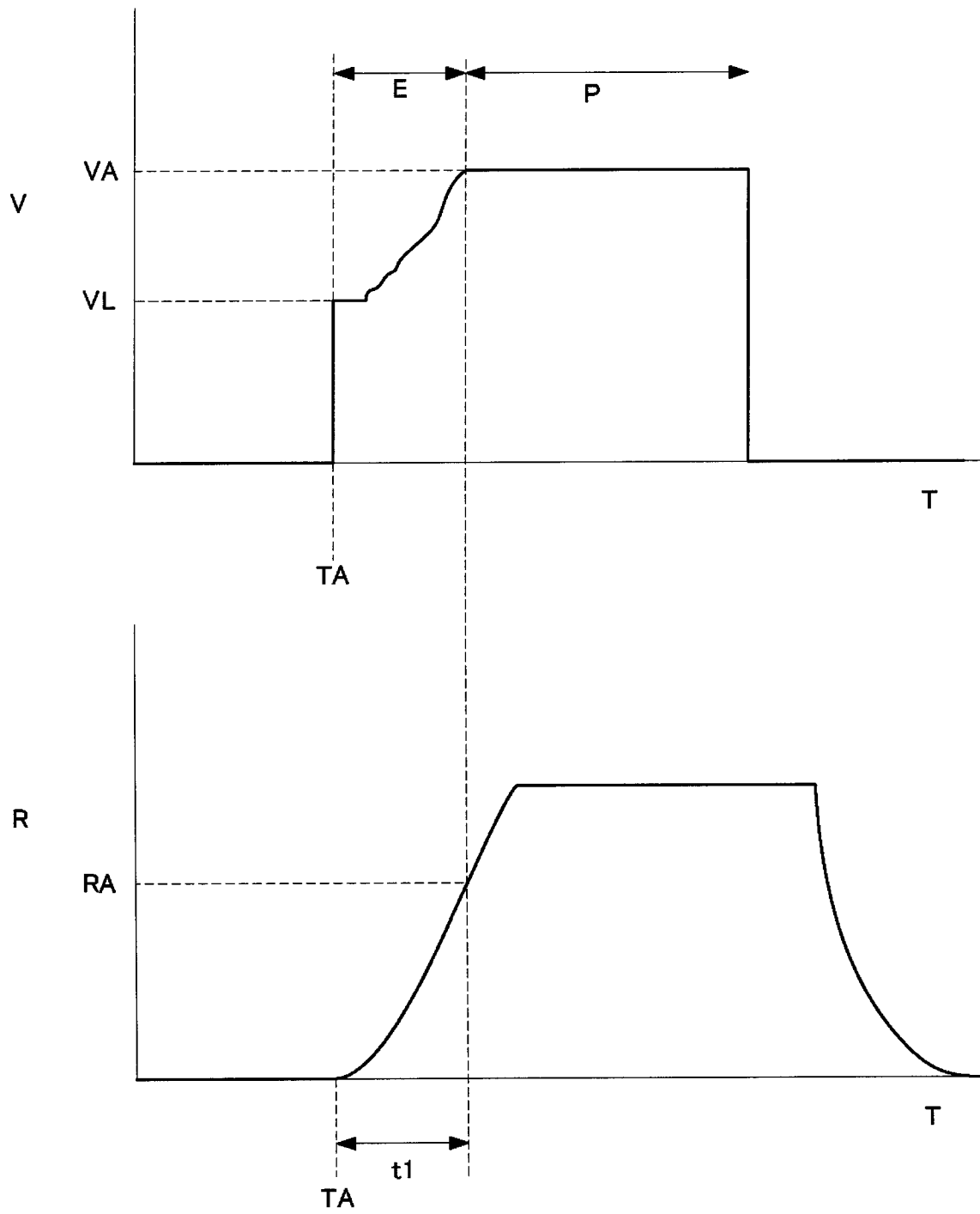


图 8