

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 19/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200610075491.1

[43] 公开日 2006 年 11 月 22 日

[11] 公开号 CN 1864646A

[22] 申请日 2006.4.20

[21] 申请号 200610075491.1

[30] 优先权

[32] 2005.4.20 [33] DE [31] 102005018327.1

[71] 申请人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

[72] 发明人 埃斯特尔·卡缪斯 马丁·克利恩
托马斯·雷德尔

[74] 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

代理人 邵亚丽 李晓舒

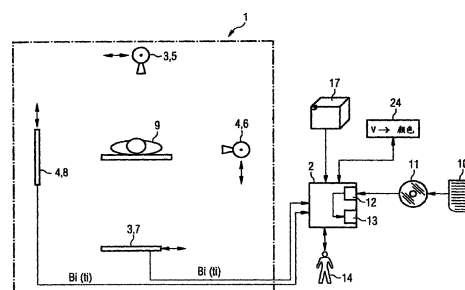
权利要求书 3 页 说明书 11 页 附图 9 页

[54] 发明名称

计算机和成像医疗技术设备的运行方法和相应的设置

[57] 摘要

本发明涉及计算机和成像医疗技术设备的运行方法以及相应的设置。其中，对该计算机(2)预先给出在空间描述血管系统的数据组(17)。选择血管系统的片段(19)。计算机(2)借助该在空间描述血管系统的数据组(17)计算所选择的片段(19)的长度(1)。对计算机(2)预先给出血管系统的一个图像(Bi)序列，其中每个图像(Bi)对应于一个时刻(ti)。在该序列中分别定义一个开始图像和一个结束图像。计算机(2)借助所选择的片段(19)的长度(1)和对应于开始图像和结束图像的时刻(ti)确定速度(v)并将该速度(v)与所选择的片段(19)一起输出给用户(14)。该运行方法尤其可以集成在临床工作流程中。



1. 一种用于计算机(2)的运行方法, 其中,
 - 对该计算机(2)预先给出在空间描述血管系统的数据组(17);
 - 利用开始(18)和结束(20)选择血管系统的片段(19);
 - 该计算机(2)借助该在空间描述血管系统的数据组(17)计算所选择的片段(19)的长度(1);
 - 对该计算机(2)预先给出血管系统的一个图像(Bi)序列;
 - 将每个图像(Bi)对应于一个时刻(ti);
 - 为该序列分别定义一个开始图像和一个结束图像;
 - 该计算机(2)借助所选择的片段(19)的长度(1)和对应于开始图像和结束图像的时刻(ti)确定速度(v); 以及
 - 该计算机(2)将该速度(v)与所选择的片段(19)一起输出给用户(14)。
2. 根据权利要求1所述的运行方法, 其特征在于, 由用户(14)向计算机(2)至少预先给定所述开始(18)。
3. 根据权利要求1或2所述的运行方法, 其特征在于, 由计算机(2)自动确定所述结束(20)。
4. 根据权利要求1或2所述的运行方法, 其特征在于, 同样由用户(14)为计算机(2)预先给定所述结束(20)。
5. 根据权利要求1至4中任一项所述的运行方法, 其特征在于, 所述计算机(2)与用于采集血管系统图像(Bi)的拍摄装置(1)共同作用地连接, 并且该计算机(2)根据对片段(19)的选择或对包含该片段(19)的血管区域(16)的选择, 自动地对该拍摄装置(1)进行特定于选择的控制和/或对用户(14)预先给定特定于选择的、用于设置拍摄装置(1)的指示。
6. 根据权利要求1至5中任一项所述的运行方法, 其特征在于, 计算机(2)确定与所确定的速度(v)相对应的颜色, 并且用这种颜色在可视化设备(15)上显示所选择的片段(19)。
7. 根据权利要求1至6中任一项所述的运行方法, 其特征在于, 所述图像(Bi)序列显示在所选择的片段(19)中有造影剂的情况和/或从所选择的片段(19)中去除造影剂之后的情况。

8. 根据权利要求 1 至 7 中任一项所述的运行方法, 其特征在于, 由用户 (14) 选择所述开始图像和结束图像。

9. 根据权利要求 1 至 8 中任一项所述的运行方法, 其特征在于, 由计算机 (2) 自动选择所述开始图像和结束图像。

10. 根据权利要求 7 至 9 中任一项所述的运行方法, 其特征在于, 计算机 (2) 对序列中的每个图像 (B_i) 借助相应的图像 (B_i) 确定造影剂在所选择的片段 (19) 的开始 (18) 采取的开始截面 (A), 计算机 (2) 对序列中的每个图像 (B_i) 借助相应的图像 (B_i) 确定造影剂在所选择的片段 (19) 的结束 (20) 采取的结束截面 (E), 以及该计算机 (2) 将图像 (B_i) 与该开始截面 (A) 和结束截面 (E) 相对应, 使得可以借助该开始截面 (A) 确定开始图像, 借助该结束截面 (E) 确定结束图像。

11. 根据权利要求 10 所述的运行方法, 其特征在于, 借助在其之后开始截面 (A) 不再增大的图像 (B_i) 来确定开始图像, 以及借助在其之后结束截面 (E) 不再增大的图像 (B_i) 来确定结束图像。

12. 根据权利要求 10 或 11 所述的运行方法, 其特征在于, 借助在其之后开始截面 (A) 重又减小的图像 (B_i) 来确定开始图像, 以及借助在其之后结束截面 (E) 重又减小的图像 (B_i) 来确定结束图像。

13. 根据权利要求 10 至 12 中任一项所述的运行方法, 其特征在于, 计算机 (2) 确定图像 (B_i) 中的开始线 (22) 和结束线 (23), 该开始线 (22) 在所选择的片段 (19) 的开始 (18) 与血管系统垂直相切, 该结束线 (23) 在所选择的片段 (19) 的结束 (20) 与血管系统垂直相切, 并在引入开始线 (22) 的情况下来确定开始截面 (A), 和在引入结束线 (23) 的情况下来确定结束截面 (E)。

14. 根据权利要求 1 至 13 中任一项所述的运行方法, 其特征在于, 所述在空间描述血管系统的数据组 (17) 由在血管系统的同一阶段采集的血管系统的若干投影组成。

15. 根据权利要求 1 至 13 中任一项所述的运行方法, 其特征在于, 所述在空间描述血管系统的数据组 (17) 是立体数据组 (17)。

16. 一种用于成像医疗技术设备的运行方法, 该成像医疗技术设备具有控制装置 (2) 和拍摄装置 (1), 其中,

- 控制装置 (2) 接收由用户 (14) 选择的图像分析方法并据此自动设置拍

摄装置(1)的特定于该选择的、与定位无关的运行参数;

- 控制装置(2)接收选择的血管系统的片段(19)或包含该片段(19)的血管系统区域(16),并据此对拍摄装置(1)自动进行特定于选择的定位和/或对用户(14)给出特定于选择的、对拍摄装置(1)进行定位的指示;

- 控制装置(2)在设置和定位了拍摄装置(1)之后从拍摄装置(1)接收血管系统的预成像图像,并通过可视化设备(15)向用户(14)输出;

- 控制装置(2)等待用户(14)输入值数;

- 如果该值数位于预定的值域中,则控制装置(2)将该值数和该预成像图像归档;

- 如果该值数位于预定的值域以外,则控制装置(2)采集一个相继的图像(Bi)的序列以及其采集时刻(ti)并将该图像(Bi)序列归档,其中这些图像(Bi)显示血液通过所选择的片段(19)的流动。

17. 根据权利要求16所述的运行方法,其特征在于,根据两个图像(Bi)的采集时刻(ti)给出关于在所选择的片段(19)中血液流速(v)的判断,用户(14)在所选择的图像分析方法的范围内确定是由用户(14)还是由控制装置(2)来选择该两个图像(Bi),并设置与定位无关的特定于确定的运行参数。

18. 根据权利要求17所述的运行方法,其特征在于,控制装置(2)根据关于所选择的片段(19)的血液流速的判断分配一个新的值数,并将该值数与图像(Bi)序列一起存储。

19. 根据权利要求17或18所述的运行方法,其特征在于,控制装置(2)自动确定所选择的片段(19)的长度(1),并从中结合两个图像(Bi)的采集时刻(ti)之差来确定血液流速(v)。

20. 一种数据载体,具有在该数据载体上存储的计算机程序(10),用于实施根据上述权利要求中任一项所述的运行方法。

21. 一种计算机,具有根据权利要求20所述的数据载体(13)。

22. 一种成像医疗技术设备,具有拍摄装置(1)和计算机(2),在计算机(2)中存储有计算机程序(10),在调运该计算机程序(10)时可根据权利要求1至19中任一项所述的运行方法来运行该成像医疗技术设备。

计算机和成像医疗技术设备的运行方法和相应的设置

技术领域

本发明涉及一种用于计算机的运行方法，其中对该计算机预先给出在空间描述血管系统的数据组。

本发明还涉及一种用于成像医疗技术设备的运行方法。

本发明还涉及一种数据载体，在该数据载体上存储有用于实施这样的运行方法的计算机程序，以及一种具有这样数据载体的计算机。最后本发明还涉及一种成像医疗技术设备，其具有拍摄装置和这样的计算机，从而使该成像医疗技术设备可以按照这样的运行方法运行。

背景技术

已知有其中对计算机预先给出在空间描述血管系统的数据组的计算机的运行方法。在该运行方法中用开始和结束来选择血管系统的片段，计算机利用空间描述血管系统的数据组来计算该选出的血管段的长度。该运行方法例如用于在心脏冠状血管或脑血管中确定狭窄的长度。

发明内容

本发明的措施大多应用于医疗技术领域，尤其是在血管造影领域，在其中要对患者注入造影剂。医务工作者借助造影剂的分布来确定心脏冠状血管的血流以及血管的直径。在这种情况下心脏冠状血管在本发明的意义下表示血管系统。

在医疗实践中已经证明，不仅心脏冠状血管的内腔对于诊断是重要的，而且特别是心脏冠状血管中血液的流速也是重要的。

为了能够计算流速，须繁琐地已知已经过的路段和为此所需的时间间隔。为了采集血液流过心脏冠状血管的特定片段所需的时间间隔，已知可以采集一个图像序列并对其进行分析，该图像序列显示在心脏冠状血管中有造影剂的情况和从心脏冠状血管中去除造影剂之后的情况。根据 C. M. Gibson 等人的专业

论文“Coronary and Myocardial Angiography; Angiographic Assessment of Both Epicardial and Myocardial Perfusion”, Circulation 2004, Volume 109, Issue 25; 2004. 6. 29, 3096-3105 页, 确定造影剂从该特定片段的开始流到其结束所需的图像的数目。这样, 该第一和最后图像给出与图像速率(=每秒所采集的图像数)相关的所查找的时间间隔。

但借助该采集的时间间隔尚不能确定血液流速。因为还须正确地采集该特定片段的长度。本发明要解决的技术问题在于, 提供一种运行方法和相应的设置, 借助它们可以准确而正确地确定这种片段。

本发明要解决的另一技术问题是, 改进对所需时间间隔的采集, 并将按照本发明的运行方法集成到临床工作流程中。

本发明要解决的第一个技术问题通过一种用于计算机的运行方法来解决。其中, 对计算机预先给出在空间描述血管系统的数据组; 利用开始和结束来选择血管系统的片段; 计算机借助该在空间描述血管系统的数据组计算所选择的片段的长度; 对计算机预先给出血管系统的一个图像序列; 将每个图像对应于一个时刻; 为该序列分别定义一个开始图像和一个结束图像; 该计算机借助所选择的片段的长度和对应于开始图像和结束图像的时刻确定速度; 以及计算机将该速度与所选择的片段一起输出给用户。按照本发明的方法与借助于一个图像的确定相比, 可以正确地确定片段的实际长度。而这在总是显示一个投影的图像中原则上是不可能的。因为即便是该图像经过了校正, 在将三维空间投影到二维图像时也会在图像中出现几何缩短。

优选由用户向计算机至少预先给定开始。这样按照本发明的运行方法尤其是灵活的。而所选择片段的结束则可由计算机自动确定或由用户向计算机预先给定。

计算机还可以是不进行任何控制的纯粹的分析计算机。但优选计算机与用于采集血管系统图像的拍摄装置共同作用地连接, 这样计算机就可以根据对片段的选择或对包含该片段的血管区域的选择, 自动地对该拍摄装置进行特定于选择的控制和/或对用户预先给定特定于选择的、用于设置拍摄装置的指示。

例如有一需对其心脏血管进行采集的、典型地仰卧在拍摄装置的患者卧榻上的患者, 根据所选择的片段处于哪一主扫描(RCA, LAD, LCX)中或选择了这些主扫描中的哪一种, 来对相应的主扫描进行特定于拍摄装置设置的优化。然后可由计算机自动进行设置和/或对用户输出相应的指示。利用该过程尤其是

解决了第二个技术问题，即将本发明的运行方法集成在临床工作流程中。

通过按照本发明的用于成像医疗技术设备的运行方法可以更好地将该过程集成在临床工作流程中。

如果由计算机确定与所确定的速度相对应的颜色，并用这种颜色在可视化设备上显示所选择的片段，则所显示的信息内容对用户来说在知识上是尤其简单的并可直观地采集。

最简单的是由用户选择开始图像和结束图像。例如计算机可以通过可视化设备首先向用户输出序列中的一幅图像，这样使得用户可通过前向-后向输入在可视化设备上选择时间上在后的或时间上在前的图像用以输出，并通过选择输入将目前选出的图像选作开始图像或结束图像。但也可以通过计算机自动选择开始图像和结束图像。

无论是通过用户还是通过计算机选择开始图像和结束图像，优选地由计算机对序列中的每个图像都借助相应的图像确定造影剂在所选择的片段的开始采取的开始截面，以及造影剂在所选择的片段的结束采取的结束截面，并将该开始截面的图像和结束截面的图像相对应。这样，可以借助开始截面确定开始图像，借助结束截面确定结束图像。

例如作为开始图像可以选择序列中开始截面首先达到最大的图像。因此在这种情况下借助在其之后开始截面不再增大的图像来确定开始图像。此外作为开始图像还可以选择序列中在其之后开始截面重又减小的图像。还可以引入该两个图像的平均值。此外，还可以采用其它类型的确定方法。以与利用开始截面确定开始图像类似的方式，可以借助结束截面来确定结束图像。

为了确定开始截面和结束截面，优选由计算机确定图像中开始线和结束线。开始线在所选择片段的开始与血管系统垂直相切，结束线在所选择片段的结束与血管系统垂直相切。通过这种方式使得对开始截面和结束截面的确定变得非常简单。

在最简单的情况下，在空间描述血管系统的数据组由在血管系统的同一阶段采集的血管系统的若干投影组成。对于跳动的心脏，这例如可以通过 EKG 触发实现。但在空间描述血管系统的数据组还可以是立体数据组。

附图说明

下面借助附图对优选实施例的描述给出了本发明的其它优点和细节，其中

以原理图的方式:

图 1 示出成像医疗技术设备的方框图;

图 2A 和 2B 示出本发明方法的流程;

图 3 示出一个血管区域;

图 4-6 示出本发明方法的流程图;

图 7 示出开始截面和结束截面的曲线;

图 8A 和 8B 示出本发明方法的另一流程图。

具体实施方式

图 1 示出例如为 X 射线设备的成像医疗技术设备。其具有拍摄装置 1 和计算机 2。计算机 2 和拍摄装置 1 共同作用地相互连接。根据图 1 拍摄装置 1 具有多个子装置 3、4。每个子装置 3、4 又具有 X 射线源 5、6 和 X 射线检测器 7、8。可以借助每个子装置 3、4 采集对象 9 的图像并传输给计算机 2。在此子装置 3、4 的 X 射线检测器 7、8 从相互不同的投影方向采集对象 9 的图像。

在很多情况下对象 9 是人,并且子装置 3、4 对人 9 的血管系统进行采集,例如采集人 9 脑部的血管或人 9 的心脏冠状血管。以下借助心脏冠状血管对本发明进行详细描述,但当然不局限于对心脏冠状血管的应用。

用于计算机 2 的计算机程序 10 存储在便携式数据载体 11 中。便携式数据载体 11 例如可以是 CD-ROM。便携式数据载体 11 与存储于其上的计算机程序 10 被移入作为计算机 2 组成部分的读取装置 12。因此计算机 2 可以读取计算机程序 10 并将其存储在同为计算机 2 组成部分的另一数据载体 13 中。该另一数据载体 13 例如是硬盘。

当计算机程序 10 被调用时,计算机 2 根据编程利用计算机程序 10 来执行运行方法,其将在以下结合图 2-7 得到详细描述。

如专业人员所一般公知的,人 9 的心脏冠状血管具有三个主要分支,通常用缩写 RCA、LAD、LCX 表示。因此根据图 2 计算机 2 在步骤 S1 首先接收选择的期望的主分支,如主分支 RCA。

根据所选择的主分支由子装置 3、4 为采集图像对拍摄装置 1 的不同定位进行优化。在此这些定位是预知的并存储在计算机 2 中。因此计算机 2 优选地在步骤 S2 根据对主分支的选择来自动控制拍摄装置,使得子装置 3、4 在其为采集选出的主分支而优化的位置上移动,这在图 1 中通过箭头相应地示出。

除自动控制外, 计算机 2 还可以向用户 14 给出用于设置拍摄装置 1 的相应指示。在这种情况下须由用户 14 进行相应的定位。

然后在步骤 S3 在可视化设备 15 上显示选出的主分支并由此输出给用户 14。图 3 示出这样的显示的例子。图 3 中选出的主分支用附图标记 16 表示。

主分支 16 的显示例如可以借助至少一个子装置 3、4 的当前透视图像来确定。还可以(参见图 1)向计算机 2 输入描述血管系统的立体数组 17。在这种情况下借助立体数据组 17 来产生主分支 16 的显示。

借助对选出的主分支 16 的显示(图 3), 首先在步骤 S4 确定选出的主分支 16 的片段 19 的开始 18。这通常通过用户 14 的相应预先给定实现。然后在步骤 S5 确定片段 19 的结束 20。在最简单的情况下还可以通过用户 14 来确定该结束 20。但也可以通过计算机 2 来自动确定结束 20。例如计算机 2 可以查找选出的主分支 16 中的分支 21 并作为结束 20 例如在血流方向上选择第一或最后分支 21。

在这样选择了片段 19 之后, 计算机 2 可以在步骤 S6 控制或重新控制拍摄装置 1。例如可以对步骤 S2 中移入的子装置 3、4 的定位进行再校正。在此当然也可以由计算机 2 自动控制拍摄装置 1 或向用户 14 输出用于设置拍摄装置 1 的相应指示。

因此步骤 S6 只是可选的并因此而在图 2 中仅用虚线表示, 因此也可以去掉该步骤。但同样也可以代替步骤 S2 而执行 S6, 即去掉步骤 S2。后一种情况、即去掉步骤 S2 而代之以执行步骤 S6, 当在步骤 S3-步骤 S5 中是借助于立体数据组 17 选择片段 19 时尤其有意义。

在步骤 S7 计算机 2 计算所选择的片段 19 的长度 1。如果计算机 2 已知立体数据组 17, 则其借助该立体数据组 17 来进行该计算。但还可以引入其它数据组。例如, 借助拍摄装置 1 的子装置 3、4 可以同时采集血管系统的图像(=投影)并由计算机 2 进行分析。当拍摄装置 1 仅具有一个子装置 3、4 时, 也可以相继地采集单幅图像。在这种情况下同时采集图像例如可以通过相应的 EKG 触发来保证。重要的是, 数据组要在整体上在空间描述血管系统。

在步骤 S8 至步骤 S14, 在计算机 2 的控制下由拍摄装置 1 采集图像 $B_i(i=1, 2, 3, \dots)$ 的序列并输入计算机 2。在此图像 B_i 的采集通常以高图像速率(如每秒 25 至 30 幅图像)实现。优选图像 B_i 的序列显示在所选择的片段 19 中有造影剂的情况和/或从所选择的片段 19 中去除造影剂之后的情况。

为了执行,计算机2首先根据步骤S8等待开始命令。当向计算机2、优选由用户14输入了开始命令后,至少一个子装置3、4在步骤S9采集图像 B_i 并输入计算机2。计算机2在步骤S10将图像 B_i 与各个采集时刻 $t_i(i=1, 2, 3, \dots)$ 相对应并在步骤S11存储图像 B_i 。

在步骤S12计算机2检查是否应注射造影剂。如果应注射,则在步骤S13注射造影剂。计算机2在步骤S14检验造影剂是否已被清洗。该检验例如可以借助时间过程或用户14的相应输入实现。如果造影剂尚未清洗干净,则返回步骤S9。否则将根据本发明继续执行步骤S15至步骤S21的运行方法。

在步骤S15至步骤S21计算机2对序列中的每个图像 B_i 借助相应的图像 B_i 确定开始截面A和结束截面E。在此,开始截面A是造影剂在相应的图像 B_i 中片段19采取开始18时的截面。结束截面E是造影剂在相应的图像 B_i 中片段19采取结束20时的截面。截面A、E是这样确定的:

首先在步骤S15选择序列的第一图像 B_1 。对该图像 B_1 首先在步骤S16确定所选出的片段19的开始18和结束20的位置。这在跳动的心脏的情况下是需要的,因为心脏冠状血管的位置随心跳变化。在此确定开始18和结束20的位置所需的方法(所谓的跟踪方法)是公知的,因此在以下不再赘述。

计算机2在步骤S17(也参见图3)确定在选出的片段19的开始18与选出的主分支16垂直相切的开始线22。为了确定开始线22,例如可以按照本身公知的方式在当前选出的图像 B_i 、在此为图像 B_1 中在选出的片段19的开始18确定选出的主分支16的方向并引入与之垂直的线22。

以类似的方式,在步骤S18确定在选出的片段19的结束20与选出的主分支16垂直相切的结束线23。

计算机2在步骤S19为当前选出的图像 B_i (在此为图像 B_1)的开始线22和结束线23确定长度 a 、 e ,在该长度内在当前选出的图像 B_i 中超出了定义的阈值。该长度 a 、 e 首先被视为是填充了造影剂的。然后将该长度 a 、 e 的平方与由计算机2与各图像 B_i 相对应的开始截面A和结束截面E相对应。

这样,在引入相应的开始线22的情况下来确定当前选出的图像 B_i 的开始截面A,在引入相应的结束线23的情况下来确定结束截面E。

超过其之后就认为血管充有造影剂的阈值原则上可以任意选择。优选地对于开始线22的阈值独立于对于结束线23的阈值来确定。例如可以确定所有灰度值的最大值,对于序列中的所有图像 B_i 都观察该最大值,并且在开始线22

处达到该最大值，将该最大值的一个固定的百分比作为开始线 22 的阈值引入。类似地可以为结束线 23 确定阈值。

计算机 2 在步骤 S20 检验是否已对序列中的所有图像 B_i 实施了步骤 S16 至步骤 S19。如果尚未全部执行，则计算机 2 在步骤 S21 选择下一幅图像 B_i 并跳回到步骤 S16。

反之，如果已为序列中的所有图像 B_i 都确定了截面 A、E，则计算机 2 转到步骤 S22。在步骤 S22，将序列中的一个图像 B_i 定义为开始图像，而将序列中的另一幅图像 B_i 定义为结束图像。对于该步骤 S22 后面还将详细描述。

通过定义开始图像和结束图像也确定了对应的时间。因此计算机 2 可以在步骤 S23 中将该时间之差确定为时间间隔 δt 并将其与选出的片段 19 相对应。然后，在步骤 S24 计算机 2 还可以借助在步骤 S7 确定的选出的片段 19 的长度 l 和在步骤 S23 中确定的时间间隔 δt ，来确定血液在选出的片段 19 中流动的速度 v 。

计算机 2 在步骤 S25 中借助查找表 24 等确定与所确定的速度 v 相对应的颜色，并将其与选出的片段 19 相对应。这种对应可以选择性地在两维图像 B_i 中或在三维立体数据组（如立体数据组 17）中进行。在此，在立体数据组中心脏的相位和在两维图像 B_i 中心脏的相位应当相互对应。

最后，计算机 2 在步骤 S26 中显示血管系统或选出的主分支 16。在此，用计算机 2 先前在步骤 S25 中确定的颜色来显示所选出的片段 19。因此计算机 2 在结果中为用户 14 一起给出了片段 19 和所确定的速度 v 。

结合步骤 S15 至步骤 S21 描述的、将开始截面 A 和结束截面 E 与图像 B_i 相对应的意义和目的在于，能够确定正确的开始图像和正确的结束图像。即，应借助开始截面 A 确定开始图像，借助结束截面 E 确定结束图像。而这与开始图像和结束图像是由用户 14 选择的还是由计算机 2 自动选择的无关。

如果开始图像和结束图像是由用户 14 选择的，则优选按照图 4 如下进行：

首先计算机 2 在步骤 S27 将逻辑变量就绪设为值“假”。然后在步骤 S28 计算机 2 选出序列中的任意图像 B_i 并在可视化设备 15 上显示该图像 B_i 以及其开始截面 A 和结束截面 E。例如可以为用户 14 输出序列的第一图像 B_1 。然后计算机 2 在步骤 S29 等待用户 14 的输入。

当用户 14 输入时，计算机 2 在步骤 S30 检查该输入是否是选择命令。如果不是，计算机 2 在步骤 S31 检查该输入是否是在序列中向前翻阅图像 B_i 的命

令。如果是, 计算机 2 在步骤 S32 选择时间上的下一幅图像 B_i 并将该图像 B_i 和与其对应的截面 A、E 一起为用户 14 显示在可视化设备 15 上。否则计算机 2 在步骤 S33 选择时间上的前一幅图像 B_i 并将该图像 B_i 和与其对应的截面 A、E 一起为用户 14 显示在可视化设备 15 上。然后, 与执行的是步骤 S32 和步骤 S33 中的哪一个无关地, 计算机 2 返回步骤 S29。

当在步骤 S29 中用户 14 输入的选择命令时, 计算机 2 从步骤 S30 分支到步骤 S34。在步骤 S34 计算机 2 检查逻辑变量就绪是否具有值“真”。如果不是, 则计算机 2 在步骤 S35 对当前显示的图像 B_i 设置标志并将逻辑变量就绪设为值“真”。由此又返回步骤 S29。

而当在步骤 S34 检查到逻辑变量就绪具有值“真”时, 则现在选择的图像 B_i 已是由用户 14 进行的第二“最终”选择。为此计算机 2 分支到步骤 S36。在步骤 S36 中计算机 2 检验已设置了标志的图像 B_i 和现在由用户 14 选出的图像 B_i 是否是以前采集的图像 B_i 。其将以前采集的图像 B_i 确定为开始图像, 而将另一幅图像 B_i 确定为停止图像。

如果计算机 2 自动确定开始图像和结束图像, 则可以实行以下结合图 5 详细描述的过程。

根据图 5, 计算机 2 在步骤 S37 首先选择序列的第一图像 B_1 。然后其在步骤 S38 再取随后的 $m(m=1, 2, 3, \dots)$ 个图像 B_i 。

在步骤 S39 计算机 2 确定两个辅助变量 x 、 y 。设置辅助变量 x 等于当前选择图像 B_i 的开始截面 A。辅助变量 y 等于 m 个随后图像 B_i 的开始截面 A 的最大值。

在步骤 S40 计算机 2 检验辅助变量 x 是否大于或等于辅助变量 y 。如果不大于或等于的话, 计算机 2 在步骤 S41 选择下一幅图像 B_i 并返回步骤 S38。否则计算机 2 就找到了开始图像, 并在步骤 S42 中将当前选择的图像定义为开始图像。

在步骤 S43 至步骤 S48 对结束截面 E 进行类似的过程。借助该过程作为结果确定结束图像。因此在结果中借助图 5 的过程, 来根据在其之后开始截面 A 不再增大图像 B_i 确定开始图像。将在其之后结束截面 E 不再增大的图像 B_i 确定为结束图像。

图 6 中步骤 S49 至步骤 S60 的过程与图 5 中的过程相反。因为在图 6 中与图 5 相反, 借助在其之后开始截面 A 重又减小的图像 B_i 来确定开始图像。同

样,借助在其之后结束截面 E 重又减小的图像 Bi 来确定结束图像。此外,图 6 的显示是一目了然的,因此以下对步骤 S49 至步骤 S60 不再进行详细描述。

还可以进行其它过程。例如可以将图 5 和图 6 的过程进行组合,并作为结果对于开始图像和结束图像分别引入平均值。

此外,还可以如图 7 所示产生并显示开始截面 A 和结束截面 E 关于时间的曲线。如果用户 14 自己确定开始图像和结束图像,则这尤其是有意义的。

如果在图 5-7 的过程之前对截面 A、E 进行平滑,则还可以进一步改进对图像 Bi 的序列的分析的可靠性、即在确定开始图像和结束图像时的准确性。例如,可以求加权平均值。

可以将对图像 Bi 的序列的采集和对图像 Bi 的序列的分析相互分开。即,与拍摄装置 1 共同作用的、对图像 Bi 进行采集的计算机 2 不必是与采集图像 Bi 并对在空间描述血管系统的数据组(如立体数据组 17)进行分析的计算机 2 相同的。但通常是相同的。此外,按照本发明的运行方法也不局限于对一个选出的片段 19 的分析。必要时更有意义的是,定义多个这样的片段 19。在此,片段 19 可以相互相邻或彼此分开。

对于采集图像 Bi 的序列甚至还可以,将成像医疗技术设备的运行最大程度地与本发明的图像分析方法进行匹配。这将在以下结合图 8 进行描述。在此,图 8 的实施例当然仅有在计算机 2 作为成像医疗技术设备的控制装置 2 构成时才是可能的。而对采集的图像 Bi 的分析不必通过该计算机 2 进行,即便这当然是可能的。因此如果在下面结合图 8 谈到对采集的图像 Bi 的分析,该分析也仅仅是可选的。

根据图 8,控制装置 2 在步骤 S61 首先接收用户 14 选择的图像分析方法。然后,在步骤 S62 控制装置 2 检验是否应执行上述按照本发明的、结合图 1-7 描述的方法。如果不是,则控制装置 2 在步骤 S63 执行其它行为,如实况透视或为以后的对象(原则上可是任意对象)三维再现进行图像采集。

而如果在步骤 S61 选择了本发明的方法,则控制装置 2 在步骤 S64 从配属于其的存储器中调用运行参数并相应于调用的运行参数自动地设置拍摄装置 1。在此,运行参数与拍摄装置 1 的定位无关。

运行参数例如可以包括电流强度和/或电压,利用这些运行参数可以运行 X 射线源 5、6;和/或图像速率,X 射线检测器 7、8 应利用其采集图像。在自动注射造影剂时还可以设置造影剂的总量和/或每秒的造影剂量。要设置的运行参

数的值还可以由成像医疗设备或控制装置 2 的制造商确定，或由用户 14 确定。

然后，控制装置 2 在步骤 S65 接收对确定开始图像和停止图像的选择方法的选择，并在步骤 S66 中检查该选择。如果在步骤 S65 中选择通过用户 14 进行交互的确定，则在步骤 S67 保持图像准备算法，而该算法通常是会被执行的。反之，如果选择了通过控制装置 2 自动确定开始图像和结束图像，则在步骤 S68 中断开图像准备算法。但必要时在步骤 S68 的范围内还可以部分地保持该算法。因此在选择图像分析方法的范围内，用户 14 还确定是由用户 14 选择开始图像和结束图像还是由控制装置 2 来选择。控制装置 2 然后相应于该选择来改变拍摄装置 1 的与位置无关的图像参数。

然后，控制装置 2 在步骤 S69 接收用户 14 选择的主分支 16。控制装置 2 在步骤 S70 中自动定位拍摄装置 1 和/或向用户 14 自动给出相应的设置指示。在步骤 S71 控制装置 2 控制拍摄装置 1 采集血管系统的实况图像，然后控制装置 2 仍在步骤 S71 中在可视化设备 15 上向用户 14 输出这些图像。

在步骤 S72 控制装置 2 等待用户 14 的确认。如果控制装置 2 得不到确认，则在步骤 S73 或由用户 14 手动地或通过控制装置 2 来校正拍摄装置 1 的定位，直至用户 14 输入确认。

在输入确认之后，在步骤 S74 由控制装置 2 自动地或者与用户 14 手动地向血管系统中注射造影剂。然后控制装置 2 在步骤 S75 等待输入值数 (Wertzahl) (TIMI-Grade, TIMI 度) 并在步骤 S76 中对该输入进行检验。

如果输入的值数位于预定的值域内 (如 TIMI 度 1 或以下)，则控制装置 2 在步骤 S77 将输入的值数以及最后采集的预成像图像归档。

而如果输入的值数位于该值域以外 (如 TIMI 度 2 或以上)，则控制装置 2 在步骤 S78 首先接收选择的片段 19。该选择在以上已结合图 2 进行了详细描述，在此不再重复。

然后，在可选的步骤 S79 控制装置 2 确定选出的片段 19 的长度 l。

长度的确定例如可以如以上结合图 2 所述地实现，但也可以采用其它长度确定方法。

下一步在步骤 S80 开始采集图像 B_i 的序列及其采集时刻 t_i 。然后在步骤 S81 注射造影剂并在步骤 S82 结束对图像 B_i 的序列及其采集时刻 t_i 的采集。在此，步骤 S80 至步骤 S82 与图 2 所示的步骤 S8 至步骤 S14 类似，当然是以足

够的时间间距进行的。

然后，与图 2 所示的步骤 S15 至步骤 S22 相似，在步骤 S83 确定开始图像和停止图像并从中得出关于血液在所选片段 19 中的流速 v 的判断，必要时要结合所选片段 19 的长度 l 。控制装置 2 借助该判断在步骤 S84 中确定新的值数（TIMI 度）并将该值数与选出的片段 19 相对应。在步骤 S85，控制装置 2 将采集的图像 B_i 的序列和由控制装置 2 新确定的值数归档。

如果重复执行按照本发明的过程并将每次执行的结果单独或共同归档，本发明的方法尤其具有优点。例如可以在对对象 9 进行治疗之前和之后各执行一次按照本发明的方法。以这种方式尤其可以用客观的尺度来归档可能的治疗结果。

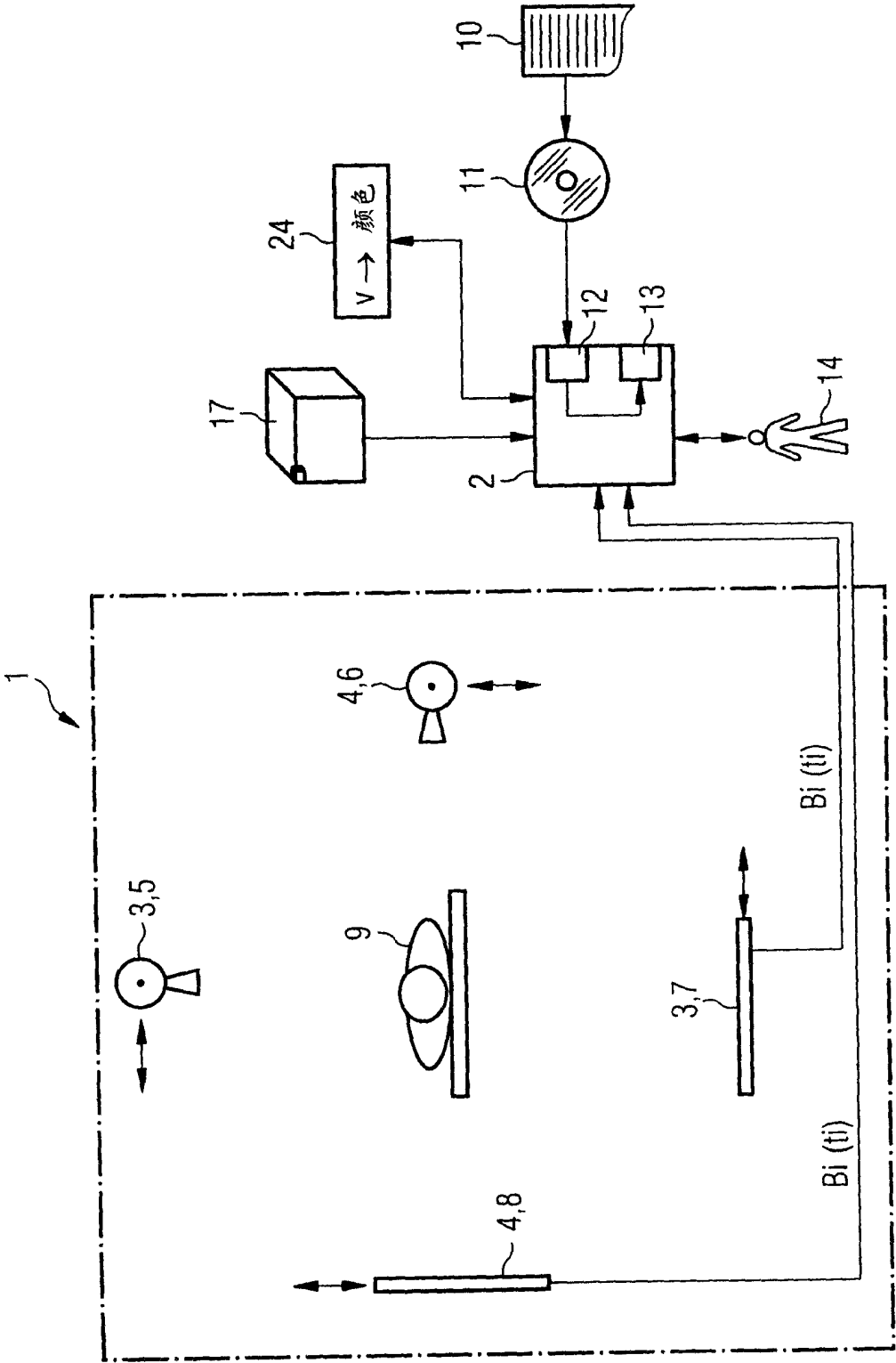
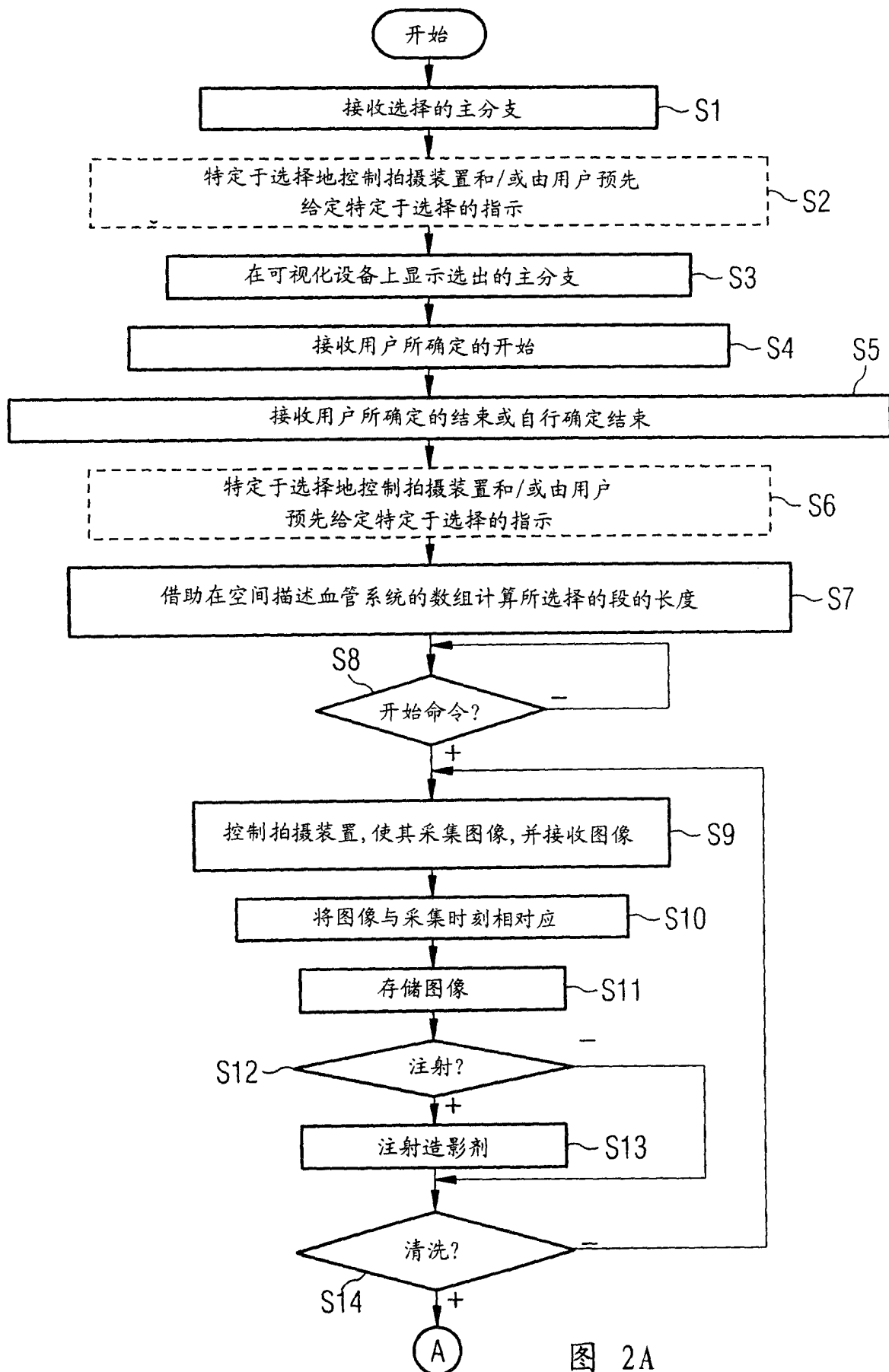


图 1



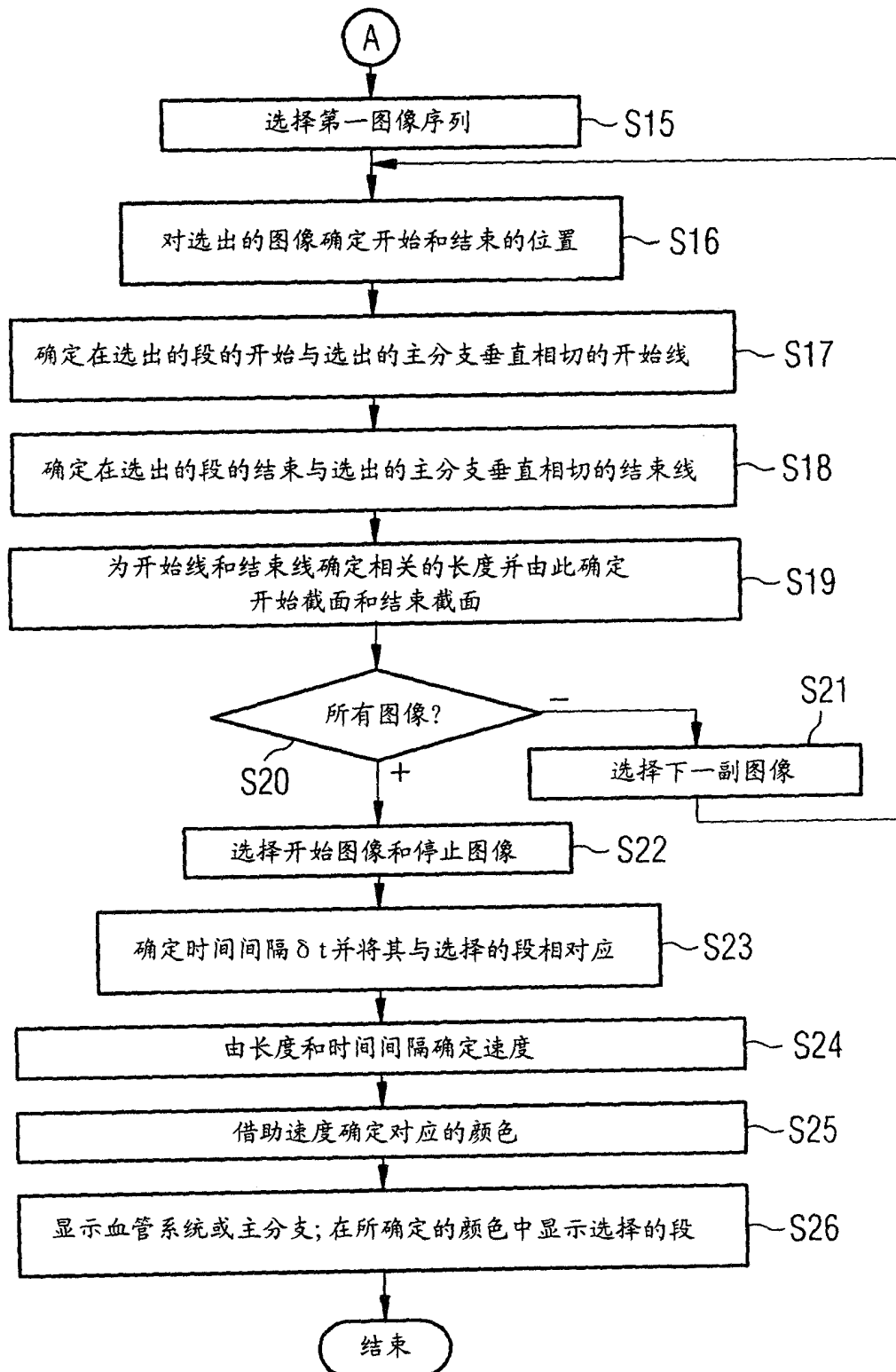


图 2B

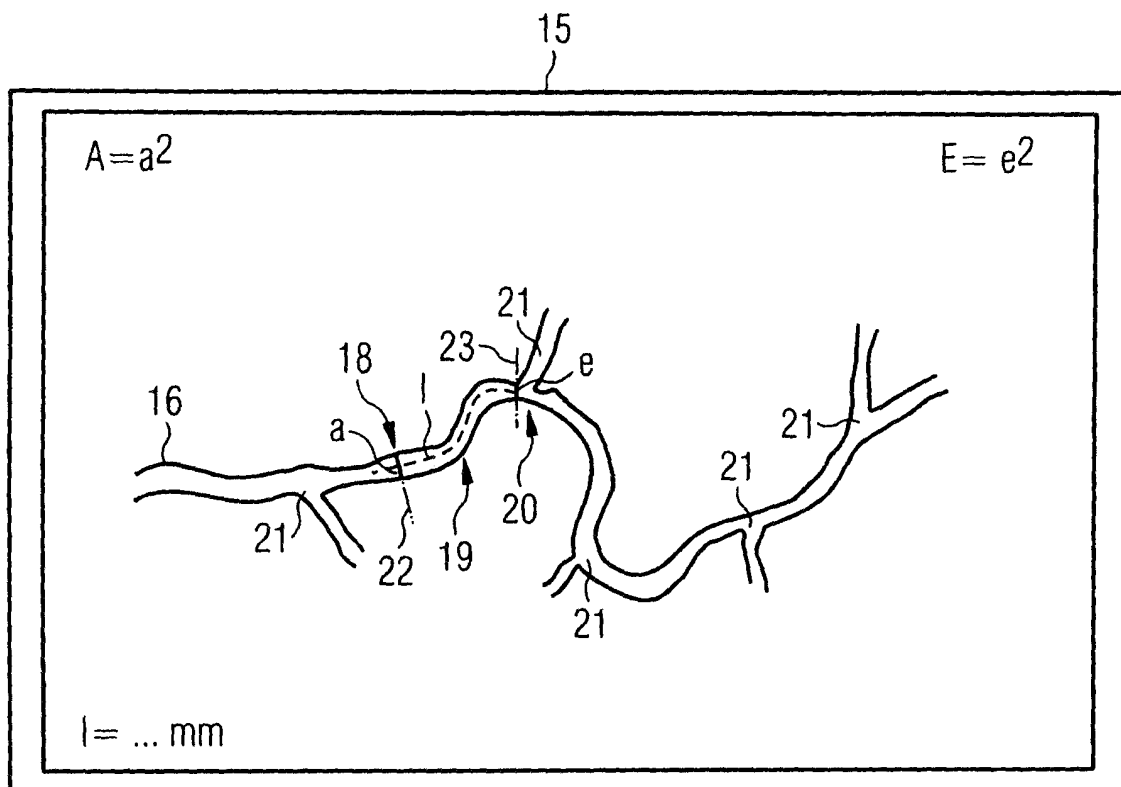


图 3

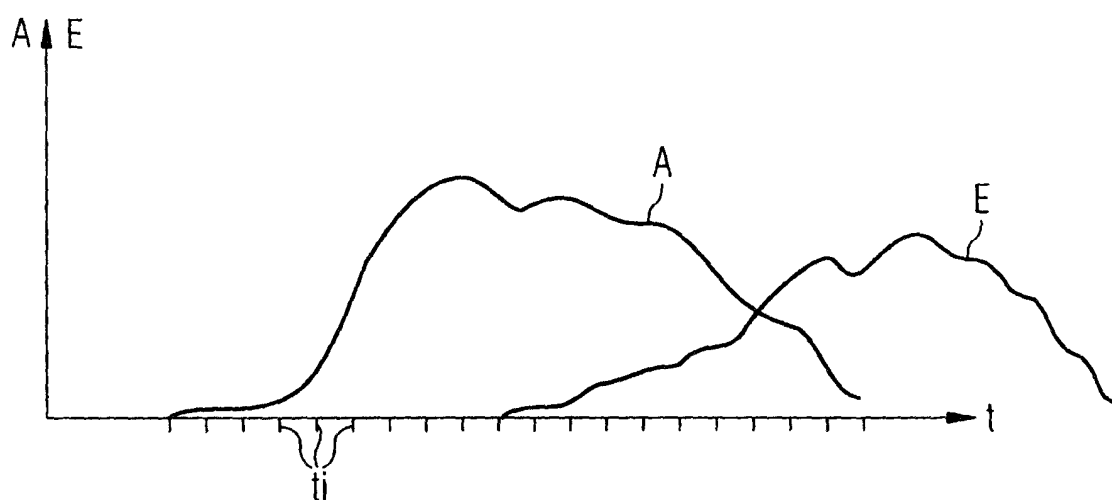


图 7

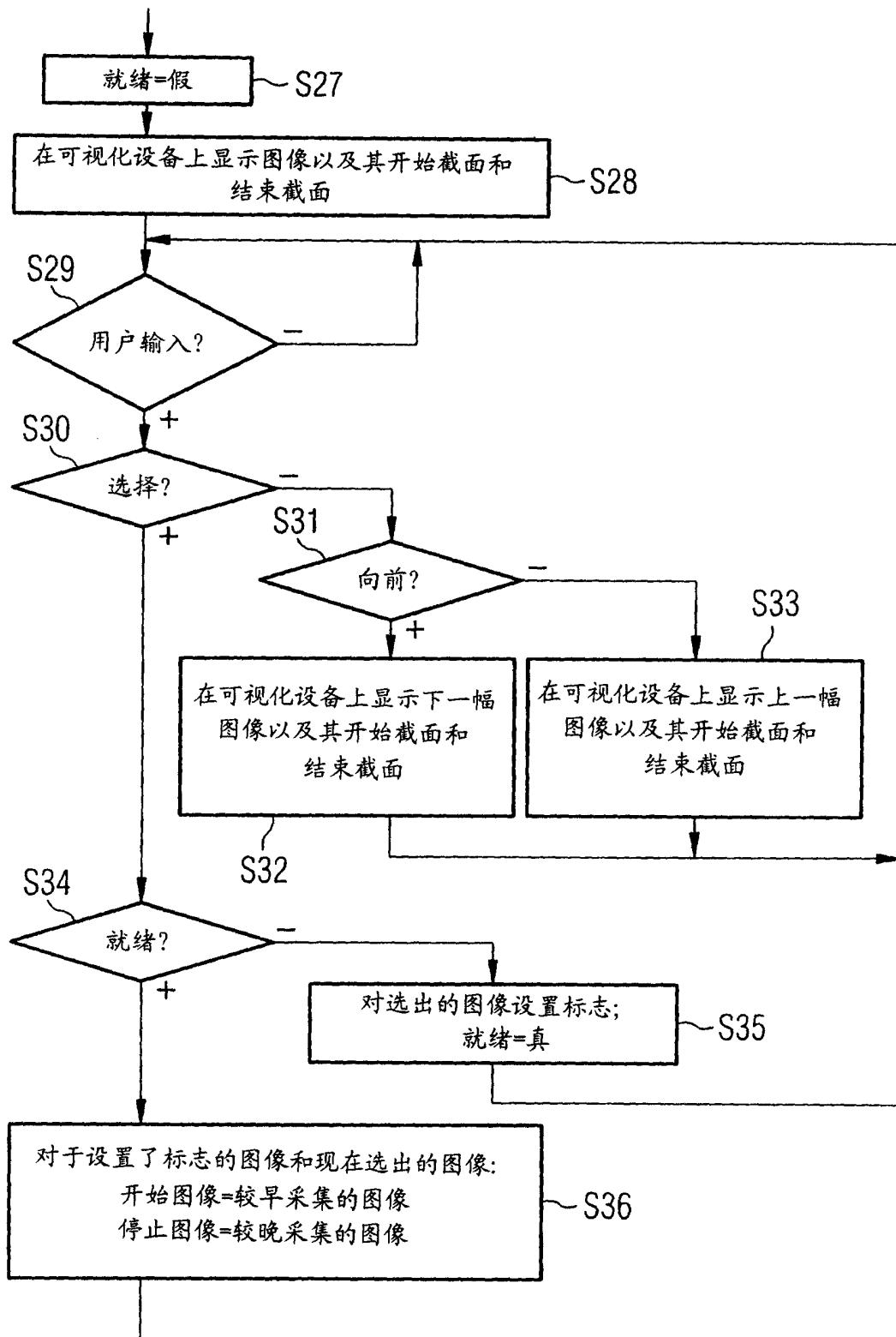


图 4

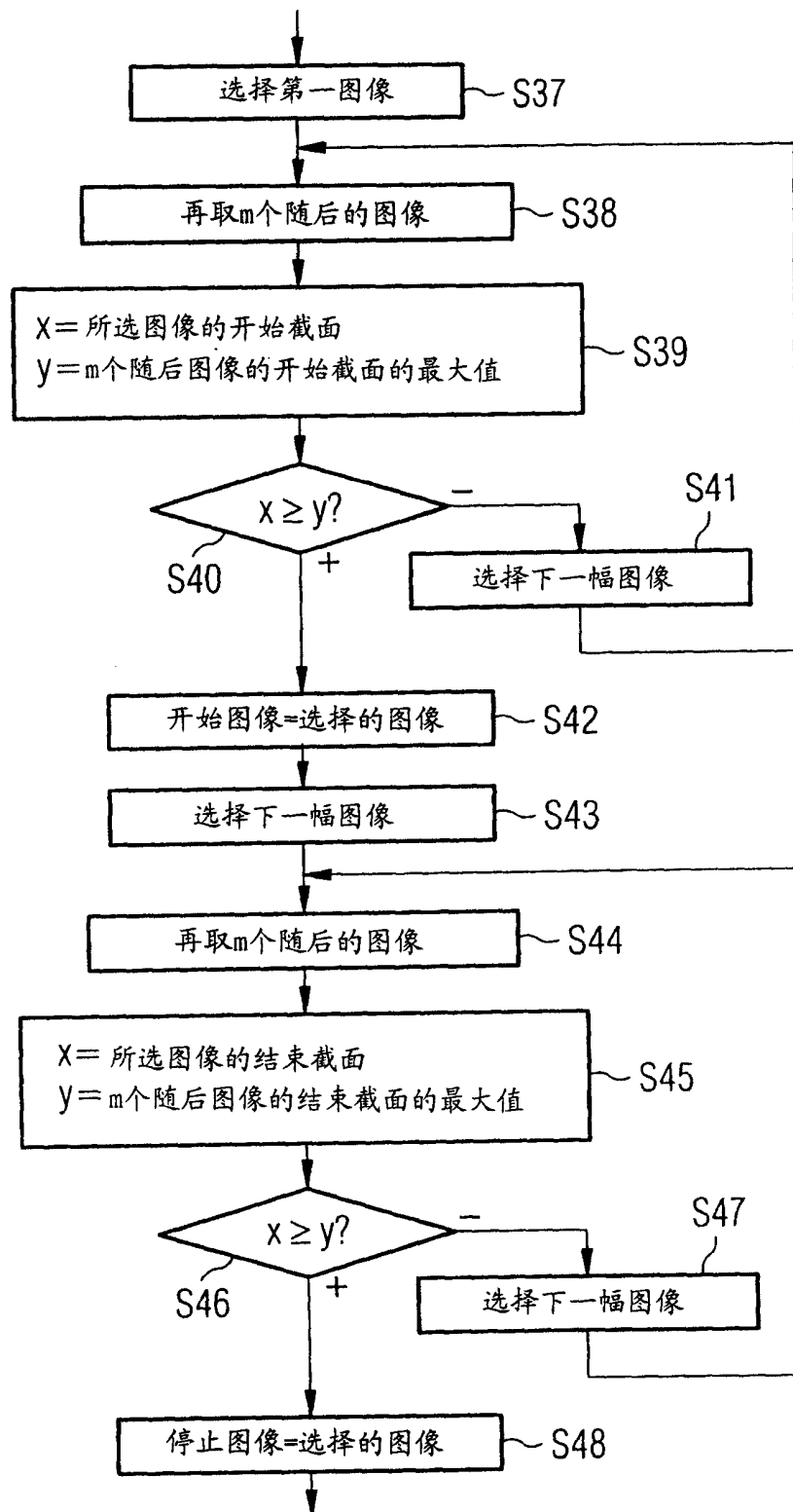


图 5

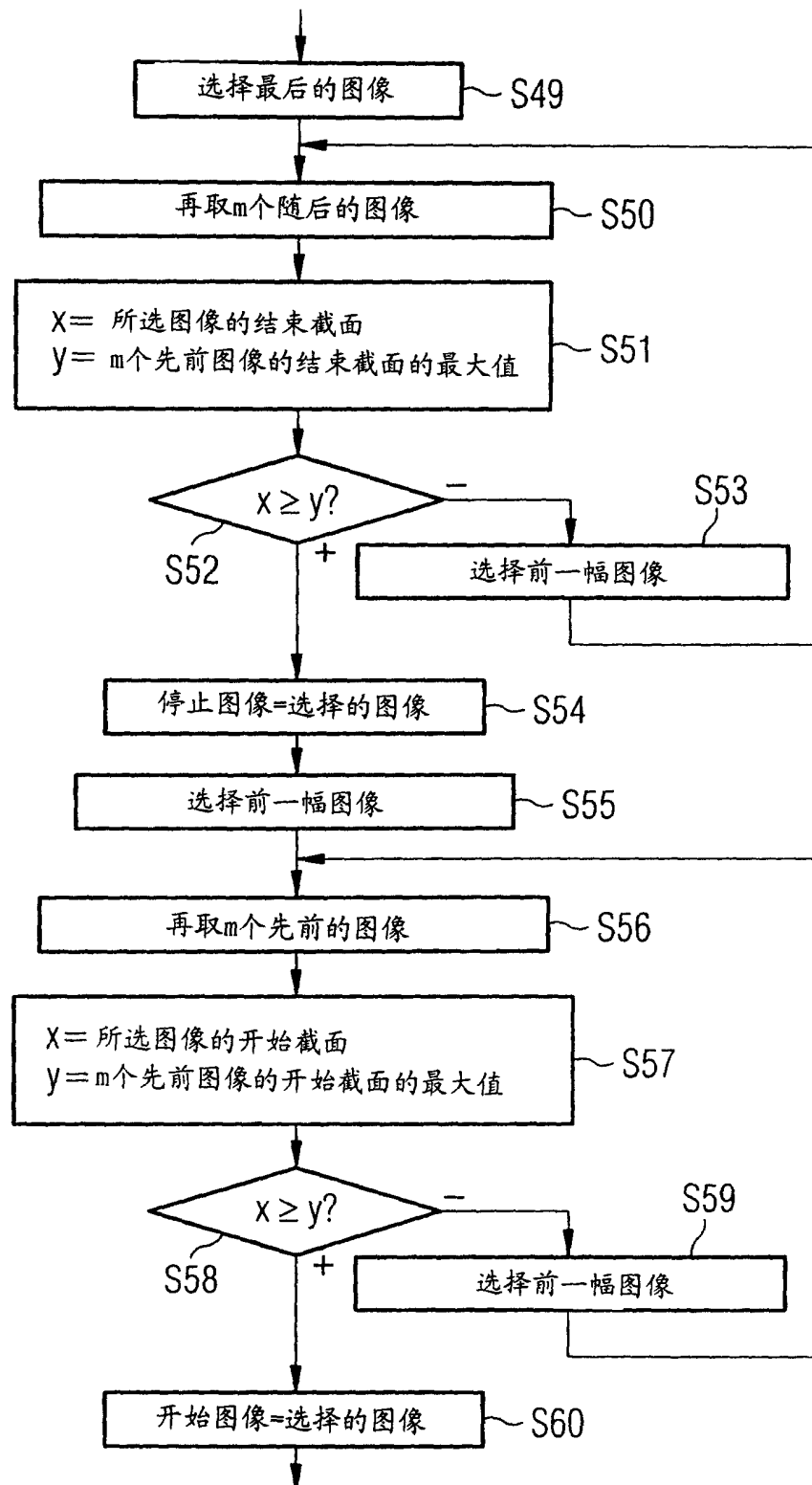


图 6

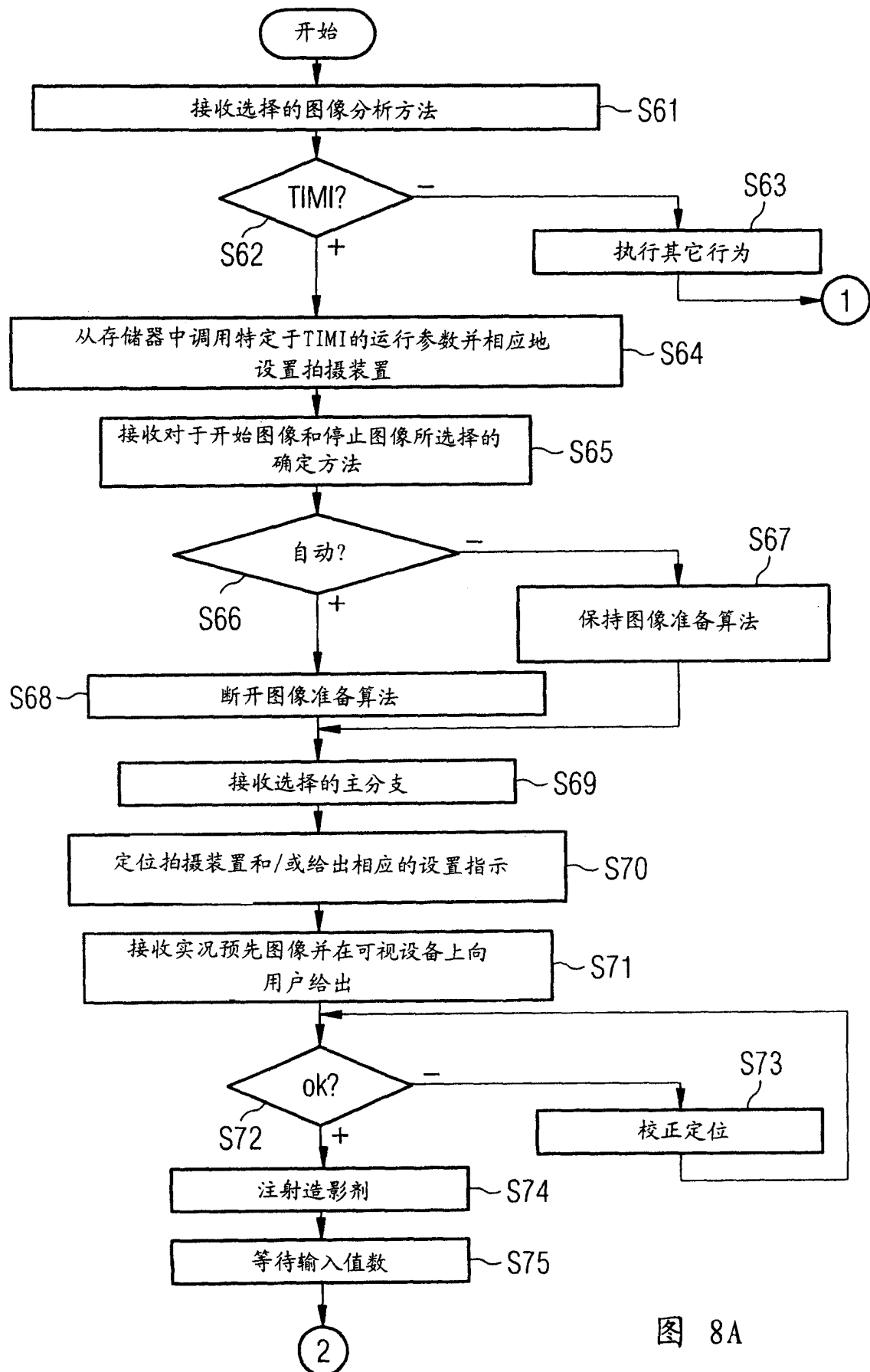


图 8A

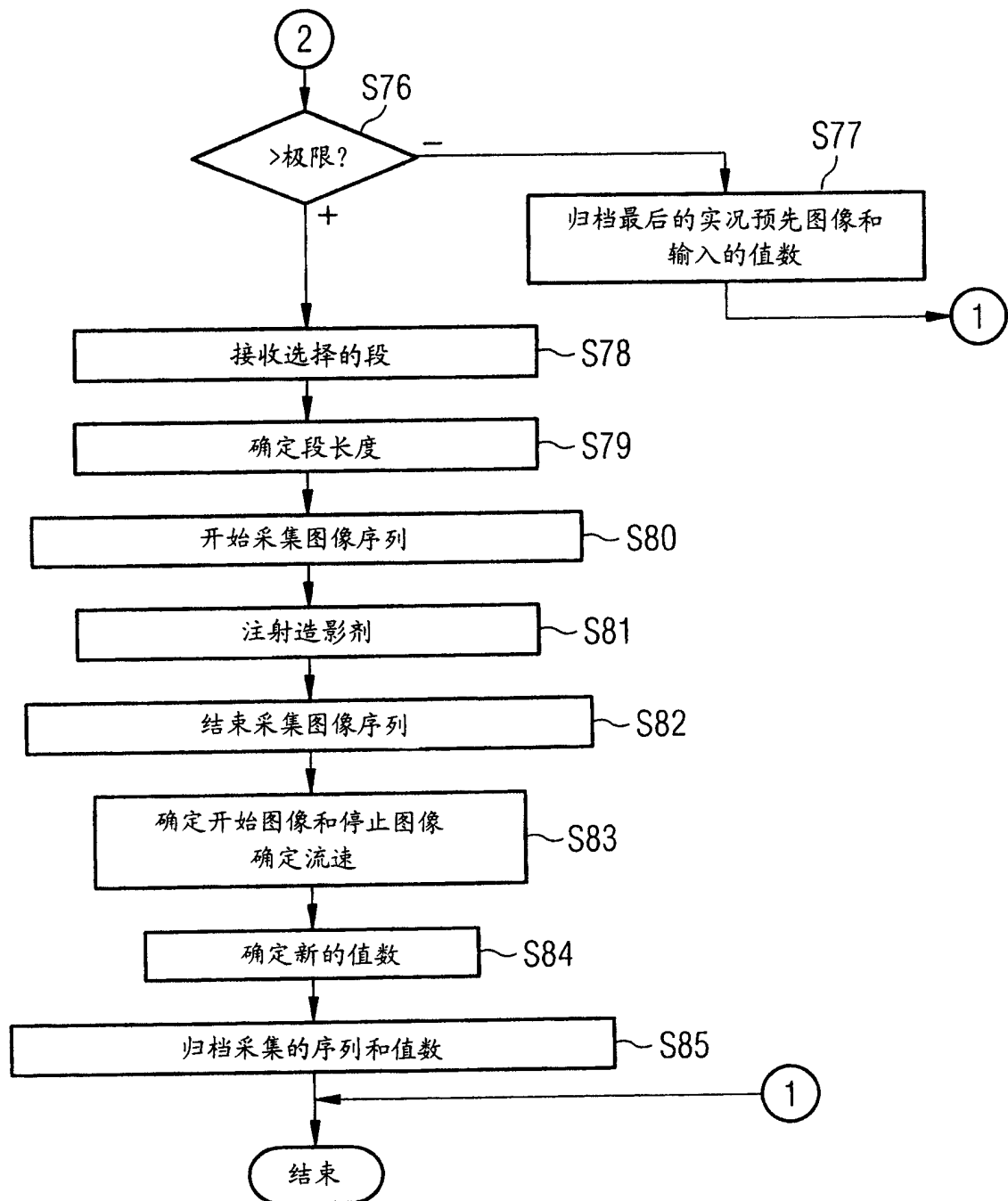


图 8B