

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 6/03 (2006.01)
A61B 5/0402 (2006.01)
A61B 5/024 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200610064067.7

[43] 公开日 2007年7月4日

[11] 公开号 CN 1989907A

[22] 申请日 2006.12.28

[21] 申请号 200610064067.7

[30] 优先权

[32] 2005.12.28 [33] JP [31] 2005-376790

[71] 申请人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

[72] 发明人 濑户胜

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 张雪梅 梁永

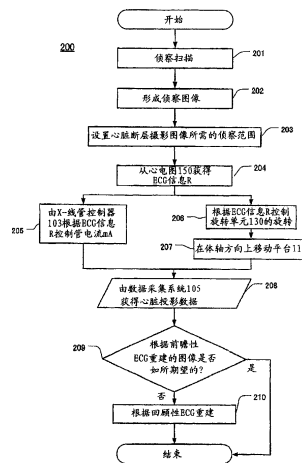
权利要求书 2 页 说明书 14 页 附图 4 页

[54] 发明名称

辐射断层摄影成像装置和辐射断层摄影成像方法

[57] 摘要

本发明提供一种辐射断层摄影成像装置(100)和一种辐射断层摄影成像方法(200),其允许在获得用于图像重建所需投影数据的同时,监视 ECG 信息和 X-射线管电流值。用于借助于来自辐射源(102)的辐射形成对象断层摄影图像的该辐射断层摄影成像方法(200),包括用于测量对象心脏的心搏以输出作为 ECG 波信号(R)的 ECG 波输出步骤(S204);用于根据 ECG 波信号改变辐射输出的可变输出步骤(S205);用于根据由已经改变的辐射输出获得的投影数据确定重建的断层摄影图像是否良好的确定步骤(S209);以及用于当图像不为良好时显示 ECG 波信号、辐射输出以及用于形成断层摄影图像的重建数据区域的显示步骤(S210)。



1、一种辐射断层摄影成像装置(100)，用于使用来自辐射源的辐射而形成对象的断层摄影图像，包括：用于测量所述对象心脏的心搏和用于输出作为 ECG 波信号的心电图(150)；用于根据所述 ECG 波信号改变所述辐射输出的可变输出单元；以及用于同步显示所述 ECG 波信号、所述辐射的输出以及用于形成所述断层摄影图像的重建数据区域的显示单元(56)。

2、根据权利要求 1 的辐射断层摄影成像装置(100)，其中所述显示单元(56)图形地显示所述 ECG 波信号、辐射的所述输出状态和重建数据区域。

3、根据权利要求 1 或权利要求 2 的辐射断层摄影成像装置(100)，还包括用于改变所述重建数据的区域的改变装置。

4、根据权利要求 3 的辐射断层摄影成像装置(100)，其中所述改变装置操作以时间轴方向显示在所述显示单元上的重建数据的区域，以改变重建数据的所述区域。

5、根据权利要求 4 的辐射断层摄影成像装置(100)，其中提供有多个重建数据的所述区域，并且协助改变装置能够同时改变在时间轴方向上给定数量的区域。

6、根据权利要求 3 的辐射断层摄影成像装置(100)，其中提供有多个重建数据的所述区域，并且所述改变装置删除或添加重建数据的所述区域中的至少一个，以便于改变重建数据的所述区域。

7、根据权利要求 1 到权利要求 6 中任意一项的辐射断层摄影成像装置(100)，还包括用于输入所述心脏的心搏的预定相位的输入单元，其中来自所述可变输出单元的所述辐射的输出在来自所述 ECG 波信号的预定相位改变。

8、根据权利要求 1 到权利要求 7 中任意一项的辐射断层摄影成像装置(100)，其中所述辐射包括 X-射线。

9、一种辐射断层摄影成像方法，用于借助于来自辐射源(102)的辐射而形成对象的断层摄影图像，包括：用于测量对象心脏的心搏以输出作为 ECG 波信号的 ECG 波输出步骤(S204)；用于根据所述 ECG 波信号改变所述辐射的输出的可变输出步骤(S205)；用于确定根据从所述辐射的已改变的输出获得的投影数据重建的断层摄影图像是否为良好的确定步骤(S209)；以及用于

当断层摄影图像被确定不好时显示所述 ECG 波信号、辐射的所述输出以及用于同时形成所述断层摄影图像的重建数据的区域的显示步骤 (S210)。

辐射断层摄影成像装置和辐射断层摄影成像方法

技术领域

本发明涉及一种辐射断层摄影成像方法，用于通过从对象，即患者的周围发射辐射以获得数据并处理数据而执行对象的断层摄影成像。更具体地，本发明涉及心脏区域图像的重建。

背景技术

作为用于对象中损伤的诊断装置，诸如 X-射线 CT 装置的用于获取对象的断层摄影图像的辐射断层摄影成像装置广泛地用于诊断。该 X-射线 CT 装置还广泛地用于心脏区域的成像中。

当成像心脏区域时，由于心脏始终跳动，患者将心电图附于其上以监视诸如心脏收缩和心脏舒张期的心脏功能状态，同时发射辐射。心脏图像的重建方法称作 ECG（心电图）重建方法，其包括前瞻性 ECG 方法（前瞻性 EGA）和回顾性 ECG 方法（回顾性 ECG）。回顾性 ECG 方法在 JP-A-2004-173923 中使用。

在前瞻性 ECG 方法中，从以恒定间隔获自 ECG 信息的投影数据中重建图像，以便于在辐射投影之前观察心搏相位组的图像。在该方法中，流过辐射管的电流改变以使得提高在心脏舒张末期或心脏收缩末期的相位定时的 S/N 比例，从而试图减少对于对象的辐射暴露。然而，当如果对象通过屏住呼吸而心搏是心动过速时或者当在心律不齐中，所需心搏相位可以或可以不是良好成像的或者可能有一些运动伪像。

在回顾性 ECG 方法中，在发射辐射以获得投影数据的同时采集心电图信号。在辐射投影之后，从心电图信息中取回心搏相位的所需投影数据，以便于执行图像重建。对于将提取的心搏相位可以选择最小心搏相位，或者在诊断所需的相位提取投影数据。这允许成像心脏区域，具有由人体运动导致的最小运动伪像。然而，在回顾性 ECG 方法中，由于 X-射线的顺序投影，对于对象的辐射暴露剂量较高。

当通过相应于预定心搏相位改变管电流而获得投影数据时，需要通过考虑 ECG 信息和管电流值而指定图像重建所需投影数据的装置或方法。

发明内容

因此，本发明的主题是提供一种辐射断层摄影成像装置和辐射断层成像方法，其允许操作者确认 ECG 信息以及辐射管电流值，而没有任何复杂操作，并且指定图像重建所需投影数据。

根据第一方面的辐射断层摄影成像装置包括用于测量对象心脏心搏并用于输出心电图波信号的心电图，用于接收心搏的预定相位的输入单元，用于根据 ECG 波信号和预定相位而改变辐射输出的可变输出单元，以及用于显示 ECG 波信号、辐射输出以及用于形成断层摄影图像的重建数据区域的显示单元。借助该布置，允许操作者（内科医生或放射医师）在考虑 ECG 波信号和辐射输出的同时，确认用于形成断层摄影图像的重建数据区域。

在根据第二方面的辐射断层摄影成像装置中，该显示单元图形地显示 ECG 波信号、辐射输出状态以及重建数据区域。借助该布置，允许操作者直观地确认 ECG 波信号、辐射输出状态以及重建数据区域。

根据第三方面的辐射断层摄影成像装置还包括用于改变重建数据的区域的变化装置。借助该布置，允许操作者在考虑 ECG 波信号和辐射输出的同时，改变用于形成断层摄影图像的重建数据的区域。

在根据第四方面的辐射断层摄影成像装置中，改变装置操作以时间轴方向显示在显示单元上的重建数据的区域。借助该布置，允许操作者用另一重建数据区域代替由于例如心律不齐而不希望的重建数据区域，以及用另一重建数据区域代替该区域，以避免辐射输出的不合适状态。

根据第五方面的辐射断层摄影成像装置还包括多个重建数据区域，其中由改变装置能够同时在时间轴的方向上改变区域的合适数量。借助该布置，能够获得所需相位的心脏断层摄影图像。

根据第六方面的辐射断层摄影成像装置还包括多个重建数据区域，其中改变装置删除或增加至少一个重建数据区域以改变该重建数据区域。通过删除当重建断层摄影图像时变成干扰的区域，能够获得清晰的断层摄影图像。

根据第七方面的辐射断层摄影成像装置还包括用于输入心搏之中的预定相位的输入单元，其中来自可变输出单元的辐射输出在来自 ECG 波信号的预定相位改变。借助该布置，对于对象的辐射暴露剂量能够最小化，同时操作者能够获得具有所需心脏相位的投影数据。

根据第八方面的辐射断层摄影成像装置中，辐射包括 X—射线。由于非常高的信噪比 (SNR)，能够在图像上检测 X—射线透过率的微小差异。

根据第九方面的辐射断层摄影成像方法，包括用于测量对象心脏的心搏以输出作为 ECG 波信号的心电图波输出步骤、用于输入心脏心搏的预定相位的相位输入步骤、用于根据 ECG 波信号和预定相位而改变辐射输出的可变输出步骤、用于确定根据获自改变的辐射输出的投影数据而重建的断层摄影图像是否良好的确定步骤，以及用于显示 ECG 波信号、辐射输出和用于在图像不好时形成断层摄影图像的重建数据区域的显示步骤。借助该布置，允许操作者在考虑 ECG 波信号和辐射输出的同时确认用于形成断层摄影图像的重建数据的区域。

在根据第十方面的辐射断层摄影成像方法中，该显示步骤图形地显示 ECG 波信号、辐射的输出状态和重建数据的区域。借助该布置，允许操作者直观地确认 ECG 波信号、辐射的输出状态和重建数据的区域。

根据第十一方面的辐射断层摄影成像方法还包括用于改变重建数据的区域的改变步骤。借助该布置，允许操作者在考虑 ECG 波信号和辐射输出的同时改变用于形成断层摄影图像的重建数据的区域。

在根据第十二方面的辐射断层摄影成像方法中，改变步骤通过操作以时间轴方向显示在显示单元上的重建数据的区域而改变重建数据的区域。借助该布置，允许操作者用另一重建数据区域代替由于例如心律不齐而不希望的重建数据区域，以及用另一重建数据区域代替该区域，以避免辐射输出的不合适状态。

根据第十三方面的辐射断层摄影成像方法还包括多个重建数据的区域，并且改变装置可以同时改变时间轴方向上任意数量的区域。借助该布置，能够易于获得心脏所需相位的断层摄影图像。

根据第十四方面的辐射断层摄影成像方法还包括多个重建数据的区域，其中改变器件删除或增加至少一个重建数据区域以改变重建数据区域。具有该布置，能够易于获得心脏所需相位的断层摄影图像。

根据第十五方面的辐射断层摄影成像方法还包括用于通过使用由改变的辐射输出而获得的投影数据中、在改变步骤中改变的区域的重建数据，而重建断层摄影图像的重建步骤。借助该布置，允许操作者确认具有改变区域的重建数据的断层摄影图像。

根据第十六方面的辐射断层摄影成像方法还包括用于输入心脏心搏的预定相位的相位输入步骤，从而由可变输出步骤辐射的输出在来自 ECG 波信号的预定相位中改变。借助该布置，对对象的辐射暴露剂量，例如能够最小化，同时操作者可以获得心脏所需状态的投影数据。

根据第十七方面的辐射断层摄影成像方法可以通过根据 ECG 波信号而移位辐射源和同步移动承载对象于其上的台，即螺旋扫描，而获取心脏断层摄影图像。

在根据第十八方面的辐射断层摄影成像方法中，辐射包括 X-射线。由于非常高的信噪比 (SNR)，能够在图像上检测 X-射线透过率的微小差异。

由于在当操作者确认心脏的断层摄影图像时的提高的可操作性，根据本发明的辐射断层摄影成像装置或方法允许增加对象诊断的效率。该装置或方法可以获得具有由于人体运动的最小运动伪像的断层摄影图像。另外，能够减少对于对象的辐射暴露剂量。

附图说明

图 1 是根据本发明优选实施例的 X-射线 CT 装置 1 的概观；

图 2 是示出根据本发明优选实施例的心电图同步扫描处理内容的流程图；

图 3 是示出当执行螺旋扫描时的投影数据范围的示意图；以及

图 4 是显示在监视器 56 上的图形显示屏。

具体实施方式

X-射线 CT 装置概观

现在参考图 1，示出了根据优选实施例的 X-射线 CT 装置的概观。如图所示，该装置包括用于发射 X-射线到对象和用于检测透射穿过对象的 X-射线的机架 100，以及用于根据从机架 100 传送的数据重建 X-射线断层摄影图像和用于输出和显示的操作控制台 50。

机架 100 包括用于管理实体的 CT 控制单元 140，并且连接到如下将描述的各种设备。

在机架 100 中，装配有作为 X-射线源的 X-射线管 102、连接到 X-射线管 102 的 X-射线管控制器 103、具有用于限制 X-射线辐射范围的孔径的准直仪 120、用于调整准直仪 120 的孔径宽度的孔径控制器马达 121 以及用于驱动孔径控制器马达 121 的孔径控制器马达驱动器 122。通过准直仪 120 的 X

一射线成形为沿着机架 100 旋转方向的扇形 X-射线束（扇形束），这通过由准直仪 120 限制 X-射线辐射范围而形成。躺在平台 111 上的对象（患者）由平台马达 112 在对象（患者）的体轴方向上（或在 z-轴的方向上，其一般与对象的体轴方向一致）驱动。平台马达 112 由平台马达驱动器 113 驱动。

同样在机架 100 中，装配有 X-射线检测器单元 104，其具有在多个检测器的元件方向（与 z-轴方向相同）上由多行组成的检测器通道，横越取决于扇形角的长度（普通结构中近似 60 度）。例如，X-射线检测器单元 104 可以由闪烁体和光电二极管的组合而形成。该结构不限制于此，例如 X-射线检测器单元 104 可以由使用镉-碲（CdTe）的半导体 X-射线检测器元件组成，或者可以由使用氙气（Xe）的电离室类型的 X-射线检测器元件构成。

机架 100 包括多个数据采集系统（DAS）105，每一个从检测器通道采集输出作为投影数据。数据采集系统 105 包括一个单一单元或者多个单元（例如 4、8、16 或 32 个单元），每个连接到 X-射线检测器单元 104。例如，具有四个数据采集系统的称作 4DAS 的单元，一般可能具有放置在元件方向上的四行检测器通道，并且能够在 X-射线管 102 旋转一周的时间期间采集四幅片层图像。X-射线管 102 和 X-射线检测器单元 104 放置成互相处于孔隙或对象的相对侧。提供旋转单元 130 以使得围绕对象旋转，其中保持 X-射线管 102 和 X-射线检测器单元 104 之间的相对几何关系。旋转单元 130 连接到旋转器马达 131 和旋转器马达驱动器 132，并且受旋转器马达驱动器 132 控制以每 0.3 秒到 1 秒旋转一圈。在此应当注意到，具有机架 100，将 X-射线检测器单元 104 放置在机架整个周围，其中 X-射线管 102 单独旋转。本发明可以应用于仅使 X-射线管 102 旋转的系统。

另外在优选实施例中，将心搏运动转化成电信号的心电图 150 附连到对象用于确认对象心搏速率。这用于如稍后将描述的心电图同步扫描。

CT 控制器单元 140 连接到操作控制台 50，以使得互相通信。在操作控制台 50 的指令下，CT 控制器单元 140 输出控制信号到 X-射线管控制器 103、平台马达驱动器 113、孔径控制器马达驱动器 122、旋转器马达驱动器 132、数据采集系统 105。由数据采集系统 105 采集的数据传送到用于图像重建的操作控制台 50。

该 X-射线 CT 装置 1 提供了全扫描模式，其中从 360 度的投影数据重建

图像, 以及提供了半扫描模式, 其中从 180 度加上扇形角的投影数据重建图像, 从而用户可以任意选择。在全扫描模式中, 能够重建高质量的断层摄影图像, 同时半扫描模式中可以稍微损失断层摄影图像的图像质量而扫描速度较快, 并且因此半扫描模式具有对于对象的 X-射线的暴露剂量减少的优点。

操作控制台 50 是所谓的工作站, 如图所示, 其具有用于存储引导程序的 ROM 52、作为主存储器件运行的 RAM 53 和控制整个器件的 CPU 54。

硬盘驱动器 51 在其中存储了操作系统和图像处理程序, 其给机架 100 不同的指令、根据接收自机架 100 的数据而重建 X-射线断层摄影图像并且执行显示。VRAM 55 是用于扩展将显示图像数据的存储器, 并且其中扩展的图像数据能够显示在监视器 56 上。上述操作是通过键盘 57 和鼠标 58 进行的。

在如上已经描述的 X-射线 CT 装置 1 中, 可以如下执行投影数据的采集。

首先, 放置在机架旋转单元 130 的孔中且其上安置对象的平台马达 112, 以预定的速度在 z-轴方向上平移。旋转单元 130 旋转, 同时 X-射线管 102 将 X-射线束发射到对象上。由 X-射线检测器单元 104 检测透射的 X-射线。通过 X-射线管 102 和 X-射线检测器单元 104 在多个视角 N (例如 $N=1000$) 围绕对象旋转 (即, 通过改变辐射角 (视角)) 180 度加上扇形角, 执行透射 X-射线的检测。因而, 通过数据采集系统 105 将检测到的透射 X-射线转换成数字值, 以传送到操作控制台 50 作为投影数据。该序列组成一个单元并且称为‘一个扫描’。如能够见到的, 通过以预定的速度与辐射角的改变同步地移动平台 111 以移动扫描位置 (X-射线管 102 和 X-射线检测器单元 104 以螺旋轨道围绕对象旋转) 的投影数据采集称作为“螺旋扫描”方法。在优选实施例中, 虽然描述了螺旋扫描, 其同样可以应用于轴扫描方法, 其中平台马达 112 顺序地在 z-轴方向上步进, 并且机架旋转单元 130 围绕对象旋转以采集投影数据。

操作控制台 50 在监视器 56 上显示输入信息、图像重建的所需过程或者基于传送的投影数据的 Radon 原理根据预定计算而重建的断层摄影图像。

由 X-射线 CT 装置 1 进行的心电图同步扫描

现在参考图 2 中示出的流程图, 将更详细地描述心脏的心电图同步扫描方法 200。

执行图 2 的流程图的程序包括在存储于操作控制台 50 的硬盘驱动器 51 中

的图像处理程序中，当装载入 RAM 53 时其由 CPU 54 执行。

示出的处理例子描述了用于心脏诊断目的而在心脏上和心脏周围执行螺旋扫描的扫描投影。同样可能执行用于同时诊断另一器官的目的的扫描投影，然而为了清楚起见，将仅描述心脏诊断。

在步骤 S201 中，操作者（内科医师或放射医师）使用键盘 57 和鼠标 58 用于输入预定的信息和确认在监视器 56 上的输入信息，然后开始侦察扫描(scout scan)。侦察扫描是这样的扫描，其中 X—射线管 102 稳定保持在给定位置（即，旋转单元 130 不旋转以使得保持恒定辐射角），同时平台 111 以恒定速度在体轴方向上移位，并且 X—射线连续地发射以获得投影数据（透射数据），从而获得对象的一幅透射图像。由此获得的对象的透射图像称作为侦察图像。

在从操作控制台 50 接收侦察扫描的执行指令下，机架 100 执行由执行指令请求的侦察扫描。操作控制台 50 接收来自 X—射线检测器单元 104 和数据采集系统 105 传送的透射图像数据并且在 RAM 53 中存储数据。

在步骤 S202 中，存储在 RAM 53 中的侦察图像显示在监视器 56 上。操作者确认显示在监视器 56 上的侦察图像，同时通过使用鼠标 58 设置 ECG 同步扫描开始位置和 ECG 同步扫描结束位置作为心脏的 ECG 同步扫描的准备（步骤 S203）。ECG 同步扫描的开始位置和结束位置之间的分段是 ECG 同步扫描分段。然后，操作者使用键盘 57 和鼠标 58 指示 ECG 同步扫描的执行。

在步骤 S204 中，从心电图 150 中检测 ECG 信息 R。心脏的移动状态（心脏收缩相位、心脏舒张相位）能够从 ECG 信息 R 中辨认。ECG 信息 R 的在前心搏（QRS 波的波峰 R）和随后心搏（QRS 波的波峰 R）之间的间隔通常称作 RR 间隔。操作者设置相位与 RR 间隔的相对位置（百分比设置），以及投影数据将关于设置的相位提取。例如，如果你需要在心脏舒张相位末确认断层摄影图像，那么将使用键盘 57 将相位设置为 70%到 80%。如果你需要在心脏收缩相位末确认断层摄影图像，那么将使用键盘 57 将相位设置为 35%到 45%。设置值通过 CT 控制器单元 140 发送到 X—射线管控制器 103。

除了设置相位相对于 RR 间隔的位置，操作者还设置管电流 mA。例如，当 X—射线管 102 的输出功率是 40kW 时，操作者将设置 X—射线功率为 MIN 值（例如，大约 0kW 到 10kW）和 MAX 值（例如，20kW 到 30kW）。这些 MIN 值和 MAX 值还将通过 CT 控制器单元 140 发送到 X—射线管控制器 103。在

MIN 设置中，设置至少一些管电流 mA 将是优选地。通过这样做，即使在心律不齐的情况下，能够采集投影数据用于图像重建。

在随后的步骤 S205 中，根据 ECG 信息 R 控制 X-射线管控制器 103。更具体地，X-射线管控制器 103 包括高频反相器 (inverter) 器件，并且与由心电图 150 检测的对象的心搏周期同步地控制流过高频反相器器件的管电流 mA，以改变来自 X-射线管 102 的 X-射线的辐射强度。当心脏扩张或收缩时，由数据采集系统 105 获得的投影数据可能具有较大运动伪像从而数据将常常不适于图像重建。在步骤 S204 中，当对于 RR 间隔的相对位置的相位设置为 75% 时，X-射线管控制器 103 控制 X-射线管 102 从而 X-射线输出变成从 60% 到 90% 的相位范围中的 MAX 设置，并且 X-射线管控制器 103 控制 X-射线管 102 从而 X-射线输出变成上述范围之外的 MIN 设置。优选从 X-射线输出的 MIN 到 MAX 设置的上升间隔和 X-射线输出的 MAX 到 MIN 设置的下降间隔尽可能短。

在与步骤 S205 平行的步骤 S206 中，机架旋转单元 130 的旋转速度设置为与由心电图 150 检测的对象的心率同步。显示的旋转速度值，能够由操作者修改。代替直接使用心电图 150 的检测输出用于计算机架旋转单元 130 的旋转速度，操作者经由键盘 57 输入心率，并且旋转单元 130 的旋转速度能够从信息输入中计算。

在步骤 S207 中，平台 111 的移动速度受到平台马达 112 和平台马达驱动器 113 控制，相应于步骤 S205 中确定的机架旋转单元 130 的旋转速度。不仅由机架旋转单元 130 的旋转速度，而且由数据采集系统 105 (4DAS, 8DAS 等) 的数量和由用于获取适合于心脏诊断的断层摄影图像的螺距，确定平台 111 的移动速度。术语螺距在此指的是当机架旋转一幅断层摄影图像的图像重建所需投影数据的采集角度时平台 111 的移位量，所述投影数据由一个数据采集系统 105 获得。将参考图 3 描述螺距的设置。

在步骤 S208 中，心脏的投影数据由数据采集系统 105 采集。从 S205 到 S208 的处理步骤是前瞻性 ECG 方法的步骤。

上述的处理步骤示例性地描述如下。使用心电图 150 输入对象的心搏波以测量心率。然后，设置旋转单元 130 的旋转速度从而其例如在一个心脏周期中旋转 180 度加上扇形角而执行扫描。在这种扫描中，每半个心脏周期旋转单元

130 的初始辐射角前进扇形角。从 X-射线管 102 发射的 X-射线量将仅在所需阶段期间加强。通过这样做，能够提取对象心搏的特定相位（例如，心脏收缩相位）中的一幅断层摄影图像的图像重建所需的投影数据（半扫描模式情况下用于 180 度加上扇形角的投影数据，全扫描模式情况下用于 360 度的投影数据）。根据这样提取的投影数据可进行图像重建。借助上述的重建处理，理论上，能够获得清晰的断层摄影图像，这不具有心搏导致的任何伪像。

存在对象的心搏不稳定的多种情况。例如，由于经受 CT 检查的患者屏住呼吸，心搏逐步增加，或者由于心律不齐而心搏不稳定。在步骤 S209 中，操作者核实是否已经获得清晰的断层摄影图像而不具有任何伪像。如果断层摄影图像是清晰的，那么处理终止，如果断层摄影图像不清晰那么处理进行到步骤 S210 以根据回顾性 ECG 方法重建图像。

螺旋扫描中的螺距

现在参考图 3，示出当在装置具有多个数据采集系统 105 的情况下执行螺旋扫描时的投影数据范围。在附图中，通过提取 180 度（180 度加上扇形角 = 大约 240 度）重建所需的投影数据范围示出图像重建。

纵坐标轴示出了扫描时的体轴方向。横坐标轴示出了从扫描起点开始的扫描时间作为旋转角度（ π ）。螺距指示为示为 B 的角度，并且如果角度更锐则螺距更大。在图 3 的情况中，数据采集系统 105 的数量为四个，它们指示为 DAS1、DAS2、DAS3 和 DAS4。还示出了 ECG 信息 R。由虚线环绕的平行四边形 G 示出了与 ECG 信息 R 同步提取的投影数据范围，并且平行四边形 G 包括从 DAS1 到 DAS4 的数据采集系统 105 采集的四组投影数据。

矩形框架示出了可重建的范围。回顾性 ECG 成像方法允许在从心搏提取的投影数据的片层范围中。RECON1 指出第一心搏的可重建范围，RECON2 指出第二心搏的可重建范围，并且 RECON3 指出第三心搏的可重建范围。如果螺距较大，RECON1 和 RECON2 在体轴的方向上将不重叠，以在重建区域产生缝隙，从而在该部分中 ECG 同步重建不可能。因此，图 2 的步骤 S207 中螺距设置是重要的。通过改变或移动投影数据的提取位置，能够在心搏的给定相位产生重建图像。

在回顾性 ECG 中的图像重建

将参考图 4 更详细地描述如上已经在图 2 的步骤 S210 中描述的根据本发

明的回顾性 ECG。

图 4 示出了显示在监视器 56 上的图形显示屏,用于设置回顾性 ECG 配置。在图形显示中,横坐标是时间轴,来自心电图 150 的 ECG 信息 R 显示在监视器 56 屏幕的顶部,并且其次显示用于改变来自 X-射线管 102 的 X-射线的辐射强度的管电流 mA。如上已经在图 2 的步骤 S204 中所述,管电流 mA 在 MIN 值和 MAX 值之间的范围中改变。扫描文件 SF (每个扫描文件在图中标记为 SF1, ……, SF5) 覆盖在 ECG 信息 R 和管电流 mA 上。

如果其中数据采集系统 105 的数量是一个时,扫描文件 SF 示出用于形成对象断层摄影图像的重建数据的区域。如上参考图 2 已经描述的在前瞻性 ECG 方法的处理步骤中,例如通过将以预定的恒定旋转速度旋转的机架 100 与用于从 180 度加上扇形角的投影数据的图像重建的半扫描重建组合,能够实现 0.2 秒到 0.5 秒的时间分辨率。图 4 中所示的每个扫描文件 SF1 到 SF5 具有例如大约 0.3 秒的时间宽度。

在每个扫描文件 SF1 到 SF5 的底部提供按钮标记 M (附图中,按钮标记指示为 M1 到 M5)。在监视器 56 的屏幕的右下角,提供有用于根据已经设置的扫描文件 SF 而将屏幕从回顾性 ECG 配置屏转换成断层摄影图像屏的重建按钮 24。

将更详细地描述显示在监视器 56 上的用于回顾性 ECG 配置的图形显示屏上的操作。应当注意到,在此下列描述仅仅是示例实施例并且任何其他形式可以代替。

鼠标 58 用于使用指针 20 在监视器 56 上指出按钮标记 M1 到按钮标记 M5 中任何一个。随后,点击鼠标 58 以在由箭头 22 指示的横向方向上移动按钮标记 M (箭头不需要显示在监视器 56 上,箭头在图 4 中示出仅出于说明目的),以操纵扫描文件 SF1 到 SF5 中任意一个的时间轴方向 (RR 间隔内的相位)。例如,操作者辨认 X-射线管 102 的管电流 mA 从 MIN 变化到 MAX 的时区与扫描文件 SF4 重叠。在扫描文件 SF4 中,因为管电流 mA 改变,X-射线的发射强度改变,从而所得到的图像作为断层摄影图像可能是不清楚的。然后,操作者用指针 20 指出按钮标记 M4 并且点击鼠标 58 以将按钮标记 M4 移动到屏幕左侧。以该方式,扫描文件 SF4 能够移动到管电流 mA 设置成 MAX 的位置。

操作者还可以通过点击并保持键盘 57 上的移位键向下以便在时间轴方向移动这些扫描文件 SF 一次，用指针 20 从按钮标记 M1 至 M5 中选择给定多个按钮标记 M。例如，在图 2 的步骤 S204 中，如果当通过操作者设置 RR 间隔的相对位置为 75%由前瞻性 ECG 方法重建的断层摄影图像不是心脏预期相位时，并且如果另一相位的断层摄影图像、更具体地 73%的相对位置是所期望的，该技术是有效地。

特定扫描文件 SF 能够被选择性地删除。例如，假设操作者辨认在 ECG 信息 R 的观测上，有心律不齐 FR 的迹象，并且扫描文件 SF3 重叠在心律不齐的心搏的 QRS 波上（即，RR 间隔的相对位置在 0%）。在这种情况下，操作者用指针 20 选择按钮标记 M3，然后压下键盘 57 上的删除按钮以擦除扫描文件 SF3，因为心律不齐 FR 周围的断层摄影图像是无用的。在这种情况下，扫描文件 SF3 从监视器 56 的屏幕上消失。另一方面，按钮标记 M3 仍然出现在屏幕上，从而操作者可以辨认扫描文件 SF3 已经删除。当扫描文件 SF3 从监视器 56 上消失时，如果操作者双击按钮标记 M3，那么扫描文件 SF3 将再次出现在监视器 56 上，准备用作重建数据区域。

此外，能够添加特定扫描文件 SF。作为例子，在步骤 S204 中假设操作者设置 RR 间隔的相对位置在 75%。除了重建的断层摄影图像，可以获得另一相位的另一断层摄影图像（例如，相对位置在 71%）。然后当操作者用指针 20 双击添加按钮 26 时，另一新扫描文件 SF 将出现在监视器 56 上。然后允许操作者用指针 20 移动该新扫描文件 SF 的按钮标记到例如相对位置位于 71%的相位。该设置将用于重建另一断层摄影图像作为重建数据区域。

在由操作者用指针 20 点击重建按钮 24 而操作回顾性 ECG 设置配置的监视器屏幕上的扫描文件 SF 之后，在扫描文件 SF 操作之后将显示断层摄影图像。如果该断层摄影图像还不是预期的那个，通过用指针 20 点击当显示断层摄影图像用于回顾性 ECG 设置时出现的按钮，屏幕能够转换到图 4 所示那样。

在上面的描述中，按钮标记 M 描述为显示在监视器 56 上。可选地，通过直接点击扫描文件 SF，可以删除或添加或移动特定扫描文件 SF，而不显示按钮标记 M。此外，ECG 信息 R 的曲线描述为显示在监视器 56 的屏幕顶部，并且管电流 mA 的曲线正好位于其下。然而，顺序或布局不局限于此。虽然扫描文件 SF 显示为重叠在 ECG 信息 R 和管电流 mA 上，能够显示扫描文件而不

重叠，沿着 ECG 信息 R 的图形放置。

此外，已经描述图 4 作为单独的回顾性 ECG 设置配置的屏幕。然而，用于回顾性 ECG 设置配置的屏幕能够添加到监视器 56 上，以使得同时显示断层摄影图像。即使用于回顾性 ECG 设置的屏幕可以变得更小，能够核实在改变设置之后的断层摄影图像而不需要每次再配置扫描文件 SF 时转换屏幕。

通过在 X-射线 CT 装置 1 的操作控制台 50 上的操作，可以实现如上已经描述的本发明，然而同样可以在不同于操作控制台 50 的独立终端（工作站、个人计算机等）上执行处理。本领域技术人员将意识到，同样可以在本发明上进行各种修改和变化，而不背离其的技术精神和范围。

部件列表

图 1

VRAM55

键盘 57

鼠标 58

CT 控制器单元 140

X-射线管控制器 103

孔径控制器马达驱动器 122

孔径控制器马达 121

心电图 150

平台 111

平台马达驱动器 113

平台马达 112

旋转器马达驱动器 132

旋转器马达 131

数据采集系统 105

图 2

200 开始

201 侦察扫描

202 形成侦察图像

203 设置心脏断层摄影图像所需的侦察范围

204 从心电图 150 获得 ECG 信息 R

205 由 X-射线管控制器 103 根据 ECG 信息 R 控制管电流 mA

206 根据 ECG 信息 R 控制旋转单元 130 的旋转

207 在体轴方向上移动平台 111

208 由数据采集系统 105 获得心脏的投影数据

209 根据前瞻性 ECG 重建的图像是否如所期望的?

210 根据回顾性 ECG 重建

结束

图3

Y: 体轴的方向

X: 成像时间

180度+扇形角

180度+扇形角

180度+扇形角

图4

(增加)

(重建)

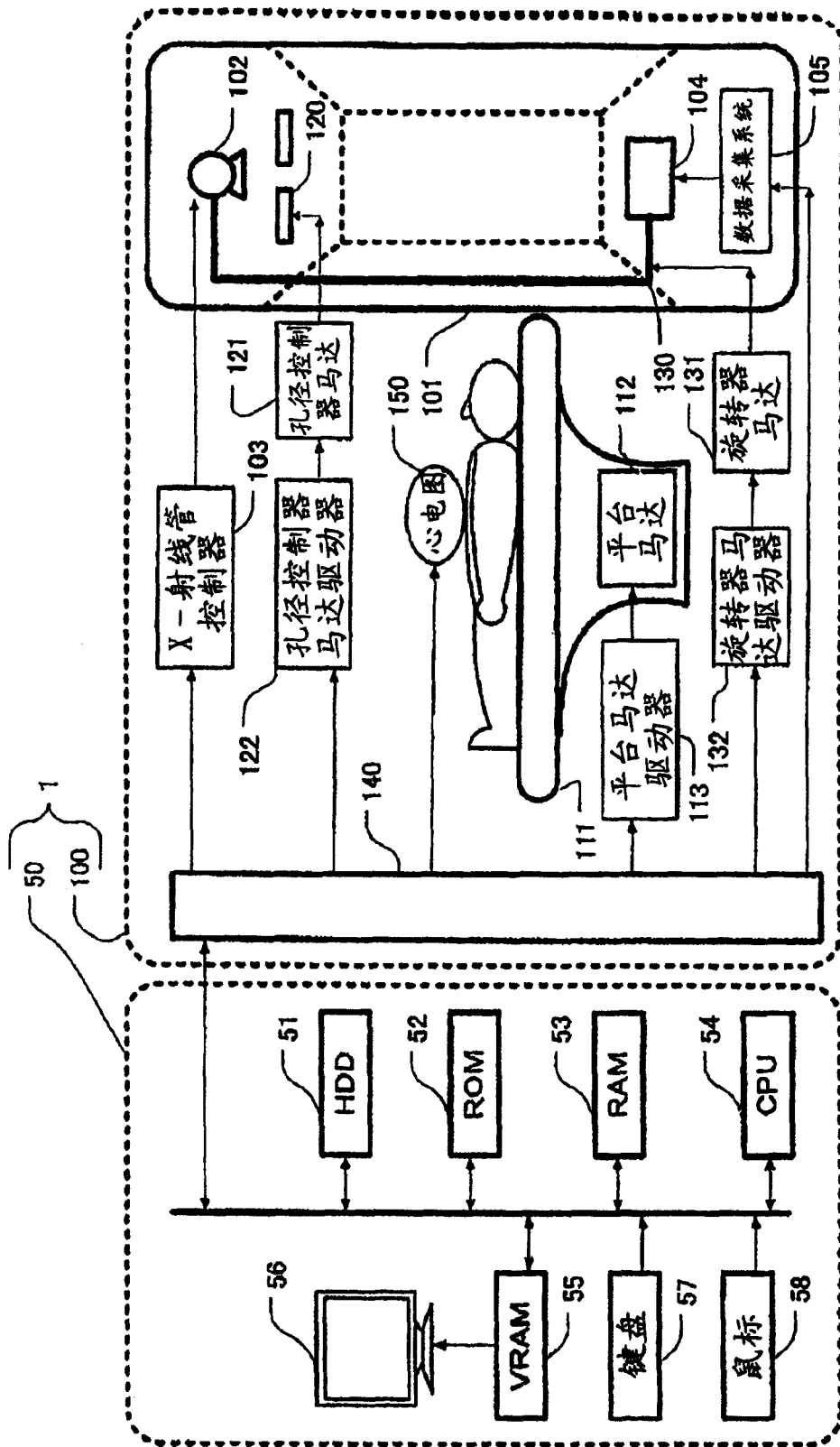


图 1

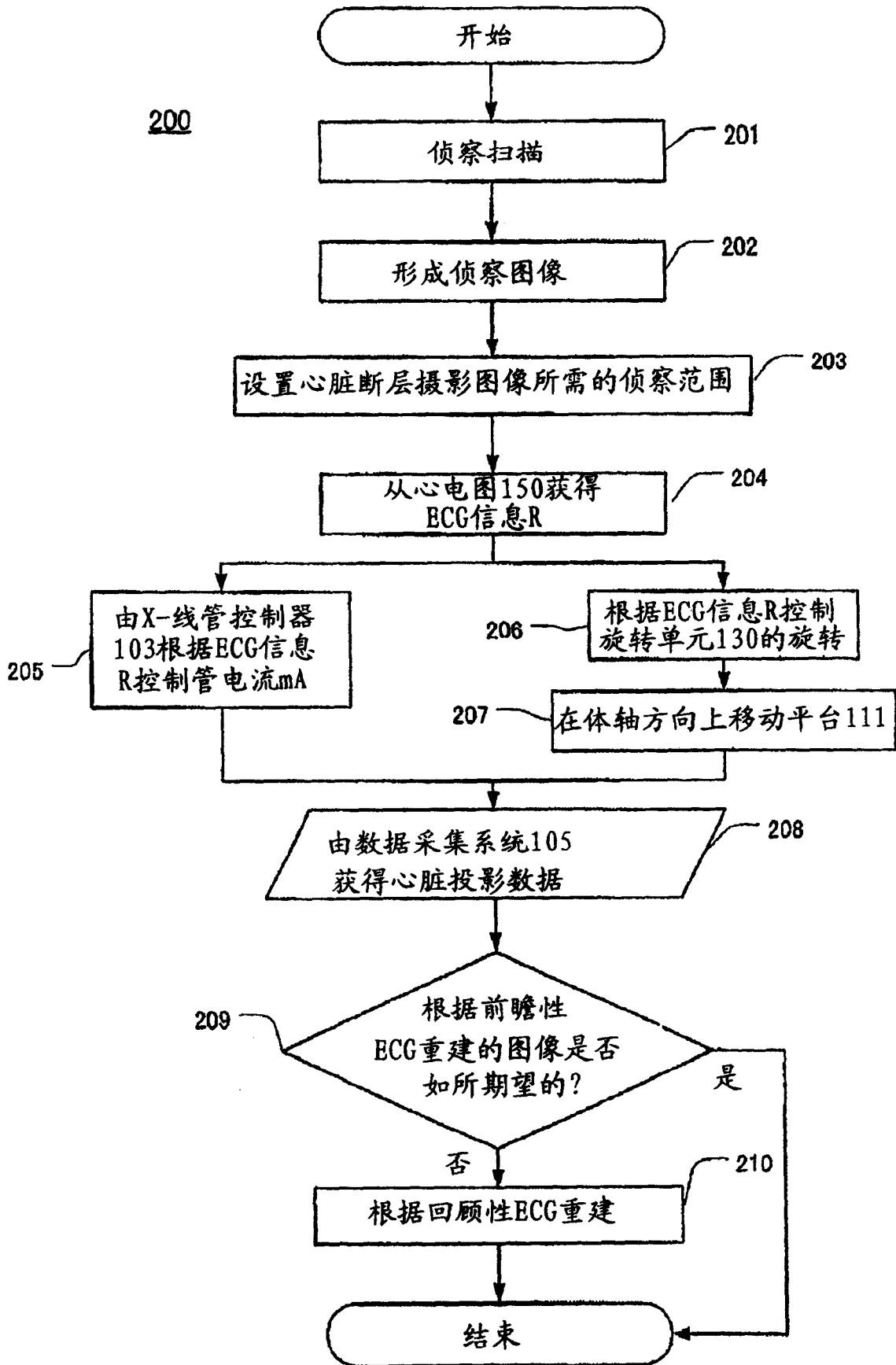


图 2

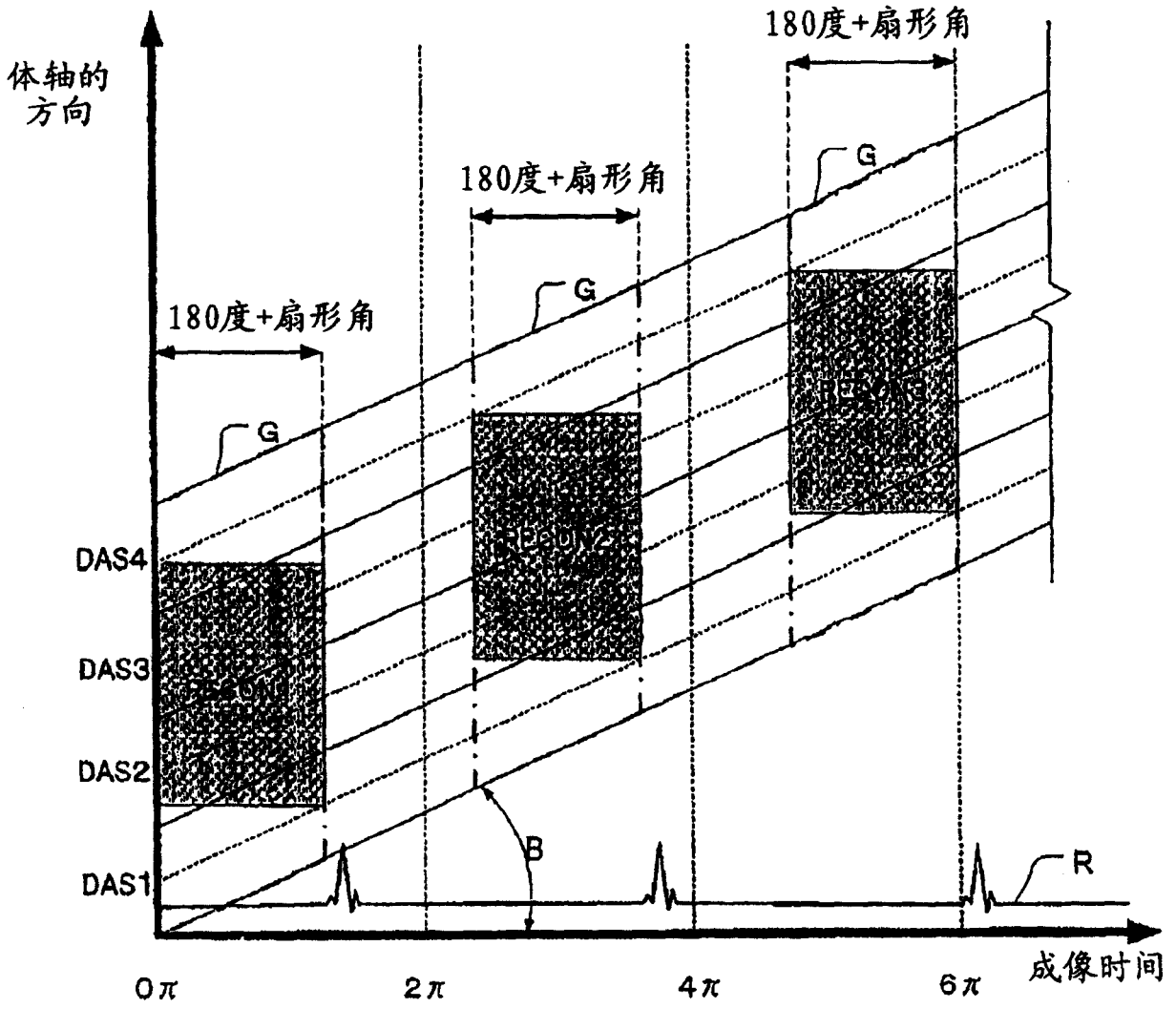


图 3

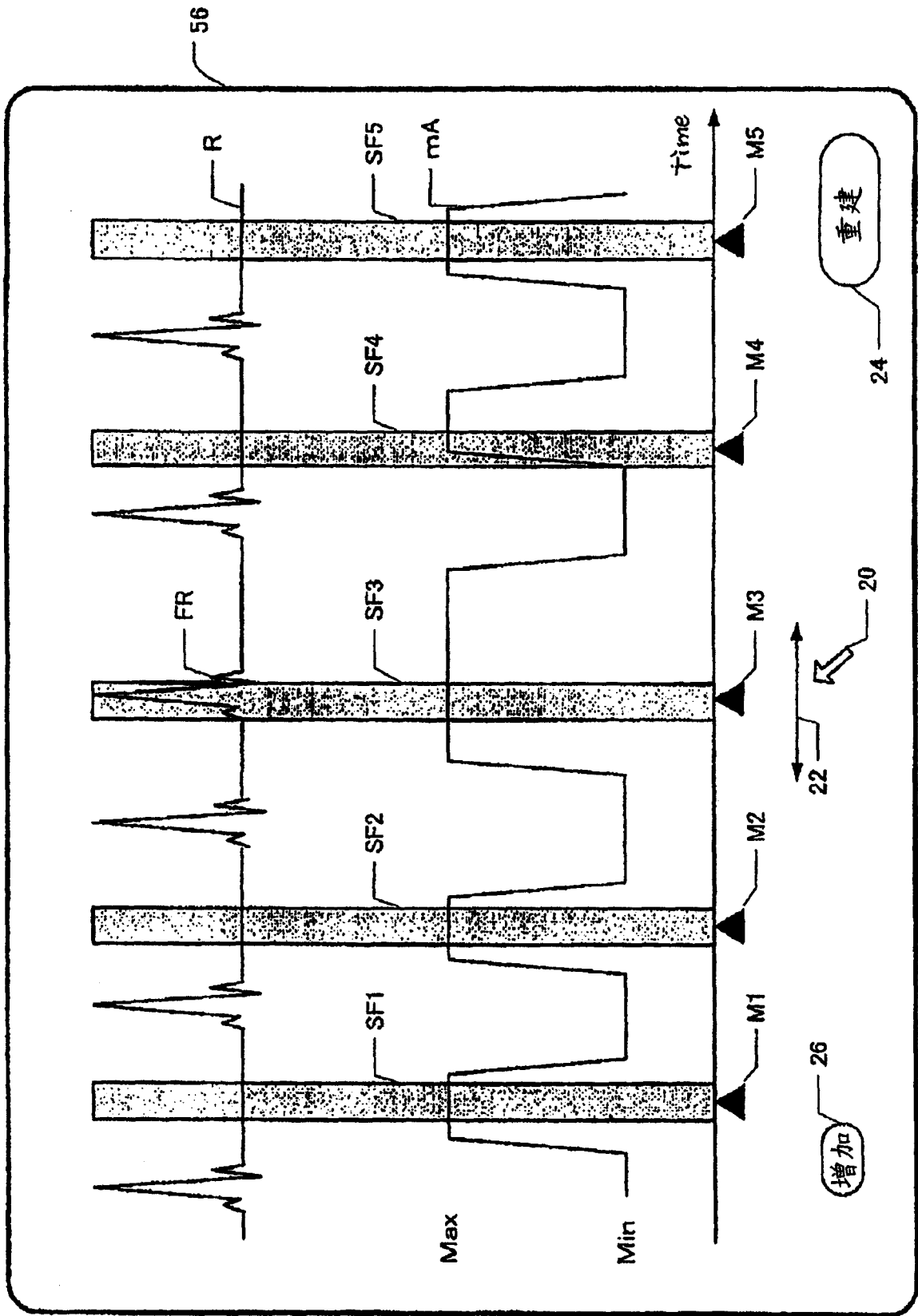


图 4