



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104720851 A

(43) 申请公布日 2015. 06. 24

(21) 申请号 201310717175. X

(22) 申请日 2013. 12. 23

(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 方莉 吴新淮 贾磊

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 姜甜 汤春龙

(51) Int. Cl.

A61B 8/13(2006. 01)

A61B 6/03(2006. 01)

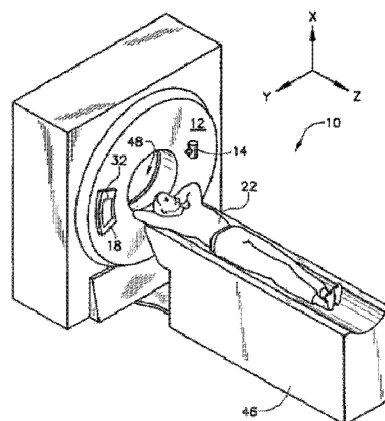
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54) 发明名称

计算机断层扫描成像的方法和装置

(57) 摘要

本发明提供了一种针对心脏的计算机断层扫描成像的装置和方法。该装置包括心血管系统信息获取装置和扫描时间确定装置。其中心血管系统信息获取装置用于利用超声收发器获取的数据计算出心血管系统信息,扫描时间确定装置用于根据心血管系统信息确定对比剂从注射到到达目标计算机断层扫描区的时间间隔。



1. 一种针对心脏的计算机断层扫描成像的装置,其特征在于,包括:
心血管系统信息获取装置,用于利用超声收发器获取的数据计算出心血管系统信息;
以及
扫描时间确定装置,用于根据心血管系统信息确定对比剂从注射到到达目标计算机断层扫描区的时间间隔。
2. 如权利要求 1 所述的装置,其中:
所述心血管系统信息包括心输出量、血流峰值速度、平均速度、峰值上升时间。
3. 如权利要求 1 所述的装置,进一步包括:
对比剂量确定装置,用于利用心血管系统信息估算所需的对比剂的量。
4. 如权利要求 3 所述的装置,所述估算的方法包括统计模型法和经验公式法。
5. 如权利要求 1 所述的装置,进一步包括:
心脏运动数据获取装置,用于在对心脏进行计算机断层扫描时获取扫描期间心脏运动情况的数据;
心脏运动相位确定装置,用于将心脏运动情况的数据进行校准并确定运动最小的相位;以及
图像重构装置,用于基于运动最小的相位进行图像重构。
6. 如权利要求 1 所述的装置,其中:
心脏运动情况的数据包括心电图数据和源自超声数据获取的直观的心脏运动数据;心脏运动相位确定装置进一步用于将源自超声数据获取的直观的心脏运动数据与心电图数据进行匹配。
7. 一种针对心脏的计算机断层扫描成像的方法,包括步骤:
利用超声收发器获取的数据计算出心血管系统信息;以及
根据心血管系统信息确定对比剂从注射到到达目标计算机断层扫描区的时间间隔。
8. 如权利要求 7 所述的方法,其中:
所述心血管系统信息包括心输出量、血流峰值速度、平均速度、峰值上升时间。
9. 如权利要求 7 所述的方法,进一步包括:
利用心血管系统信息估算所需的对比剂的量。
10. 如权利要求 7 所述的方法,其中:所述估算的方法包括统计模型法和经验公式法。
11. 如权利要求 7 所述的方法,进一步包括:
在对心脏进行计算机断层扫描时获取扫描期间心脏运动情况的数据;
将心脏运动情况的数据进行校准并确定运动最小的相位;
基于运动最小的相位进行图像重构。
12. 如权利要求 7 所述的方法,其中:
心脏运动情况的数据包括心电图数据和源自超声数据获取的直观的心脏运动数据;所述将心脏运动情况的数据进行校准是将源自超声数据获取的直观的心脏运动数据与心电图数据进行匹配。
13. 一种计算机断层扫描成像设备,包括:
超声收发器,用于发出超声并接收返回的数据;
扫描装置,用于利用 X 射线对对象进行扫描以获得原始数据,以便生成原始重构图像;

处理器,可操作耦接到所述扫描装置,并可编程以实现权利要求 1-4 中任一个所述的方法。

14. 如权利要求 13 的计算机断层扫描成像设备,进一步包括:

心电图监控器;

所述处理器可进一步编程以实现权利要求 5-6 中任一个所述的方法。

15. 一种计算机程序产品,包括存储在非易失性记录介质上的指令,当该指令在处理器中执行时,实施如权利要求 1-6 中任一个所述的方法。

16. 一种非易失存储介质,其存储了当在处理器中执行时实施根据如权利要求 1-6 中任一个所述的方法的指令。

计算机断层扫描成像的方法和装置

技术领域

[0001] 本发明总体上涉及静脉注射对比剂扫描 (Intravenous Contrast Medium Scan) 成像,更特别地涉及超声辅助下的针对心脏的计算机断层 (CT) 扫描成像的方法和装置。

背景技术

[0002] 静脉注射对比剂扫描常用于心血管诊断的扫描成像,如 CT 扫描成像。对比剂从注射到到达目标扫描区域需要有个过程,患者的血液循环系统的能力,例如,心输出量等对于确定注射之后何时开始扫描是很关键的。而这个因素是因人、因时而异的。

[0003] 现有技术中通过有规律的额外的扫描来确定是否可以开始扫描成像,但这种方式对扫描时间的确定并不精确,在同一位置重复的额外扫描会对人体带来多余的辐射。

[0004] 在对心脏扫描数据进行重构时,重构相位的选择很重要,现有技术中采用心电图 (Electrocardiogram, ECG) 信息来辅助确定相位,但 ECG 不能反映实际的心脏运动情况,尤其是对心率高或心律不齐的患者。

发明内容

[0005] 本发明的一个实施例提供一种针对心脏的计算机断层扫描成像的装置,该装置包括心血管系统信息获取装置和扫描时间确定装置。其中,心血管系统信息获取装置用于利用超声收发器获取的数据计算出心血管系统信息;扫描时间确定装置用于根据对比剂从注射到到达目标计算机断层扫描区的时间间隔。

[0006] 本发明的另一个实施例提供一种针对心脏的计算机断层扫描成像的方法。该包括步骤:利用超声收发器获取的数据计算出心血管系统信息;根据心血管系统信息确定对比剂从注射到到达目标计算机断层扫描区的时间间隔。

[0007] 本发明的再一个实施例提供一种计算机断层扫描成像设备。该设备包括超声收发器、扫描装置和处理器。其中,超声收发器用于发出 超声并接收返回的数据;扫描装置用于利用 X 射线对对象进行扫描以获得原始数据,以便生成原始重构图像;处理器可操作耦接到所述扫描装置,并可编程以实现上述方法。

[0008] 本发明的又一个实施例,提供了一种计算机程序产品,包括存储在非易失性记录介质上的指令,当该指令在处理器中执行时,实施本发明实施例中所揭示的方法的步骤。

[0009] 根据实施例的第四方面,提供了一种非易失存储介质,其存储了当在处理器中执行时实施本发明实施例中所揭示的方法的步骤的指令。

附图说明

[0010] 为了更透彻地理解本公开的内容,下面参考结合附图所进行的下列描述,在附图中:

[0011] 图 1 是根据本公开的 CT 成像系统的构造图;

[0012] 图 2 是图 1 中所示的系统的示意框图;

- [0013] 图 3 是根据本公开实施例的 CT 心脏扫描成像的处理流程图；
- [0014] 图 4 是根据本公开实施例的 CT 心脏扫描成像的又一个处理流程图；
- [0015] 图 5 是根据本公开实施例的获取的心脏瓣膜的运动模拟图；
- [0016] 图 6 是根据本公开实施例的记录的 ECG 信号图；
- [0017] 图 7 是根据本公开实施例的 CT 心脏扫描成像的装置的框图。
- [0018]

具体实施方式

[0019] 在下面的详细描述中,参考作为其一部分的附图,其中以图示的方式示出了其中可以实现本公开的具体实施例。以足够的细节描述这些实施例,使得本领域技术人员能够实现本公开,并且应该理解在不脱离本公开各个实施例的范围的情况下,可对实施例进行组合,或者可以利用其他实施例并且可以做出结构、逻辑和电气上的变化。因此,下面的详细描述不应该被视作限制性的,而应是说明性的。本发明的范围是由随附的权利要求书及其等同物限定的。

[0020] 参考图 1 和 2,计算机 X 射线断层摄影 (CT) 成像系统 10 示出为包括扫描架 12。在一个非限定示例中,系统 10 包括“第三代”CT 扫描仪。扫描架 12 具有 X 射线源 14,其将 X 射线束 16 朝检测器组装件 18 投射在扫描架 12 的相反侧上。检测器组装件 18 由多个检测器 20 和数据获取系统 (DAS) 32 形成。所述多个检测器 20 感测穿过医疗患者 22 的投影的 X 射线,其中每个检测器 20 产生模拟电信号,其表示碰撞 x 射线束以及由此当其通过患者 22 时的衰减束的强度。检测器 20 通常包括用于使在检测器接收的 X 射线束准直的准直器、邻近准直器的用于将 X 射线转换为光能的闪烁体 (scintillator)、以及用于接收来自于邻近闪烁体的光能以及从其产生电信号的光电二极管。通常,闪烁体阵列的每个闪烁体将 X 射线转换为光能。每个闪烁体将光能释放至邻近其的光电二极管。每个光电二极管检测光能并生成对应的电信号检测器阵列 18 的每个检测器 20 产生单独的电信号,该电信号代表撞击辐射束 (例如 X 射线束) 的强度并且因此可以用于估计在辐射束穿过物体或患者 22 是辐射束的衰减。

[0021] 在获取 X 射线投影数据的扫描期间,扫描架 12 和其上安装的组件围绕旋转中心 24 旋转。扫描架 12 的旋转和 X 射线源 14 的操作可通过 CT 系统 10 的控制机构 26 来管控。控制机构 26 包括 X-射线控制器 28,其提供电力和定时信号给 X 射线源 14 和机架电机控制器 30,该机架电机控制器 30 控制扫描架 12 的旋转速度和位置。控制机构 26 中的数据采集系统 DAS32 采样来自检测器 20 的模拟数据并将该数据转换为数字信号供后续处理。DAS32 输出包括在特定机架旋转角度 (例如视角) 获得的衰减测量的投影数据集。在扫描架 12 旋转时,可以在单个旋转期间获得多个视图。单个旋转是扫描架 12 的一个完整的 360 度旋转。每个视图具有对应的视角,和在扫描架 12 上的特定位置。在扫描之前和扫描进行中,可采用超声控制器 54 控制超声收发器 56 来进行超声辅助测量。在扫描进行中,可采用心电图监控器 58 来进行辅助测量。

[0022] 重构的图像应用为对计算机 36 的输入,该计算机 36 将图像存储在海量存储装置 38 中。

[0023] 计算机 36 还经操作者控制台 40 接收来自操作者的命令和扫描参数,操作者控制

台 40 具有某种形式的操作者接口,例如键盘、鼠标、语音激活的控制器、或任何其他适合的输入设备。关联的显示器 42 允许操作者观察来自计算机 36 的其他数据和重构的图像。操作者提供的命令和参数可由计算机 36 用于向 DAS32、X-射线控制器 28 和机架电机控制器 30 提供控制信号和信息。此外,计算机 36 操作台电机控制器 44,其控制机动化的台 46 以放置患者 22 和扫描架 12。尤其是,台 46 将患者 22 整体或部分地移动穿过图 1 的机架开口 48。

[0024] 在一个实施例中,计算机 36 包括设备 50,例如,软盘驱动器、CD-ROM 驱动器、DVD 驱动器、磁光盘 (MOD) 设备,或包括诸如以太网设备的网络连接设备的任何其他数字设备,用于从计算机可读介质 52 读取指令和 / 或数据,所述计算机可读介质 52 例如软盘、CD-ROM、DVD 或例如网络或英特网的另一个数字源,以及要开发的数字装置。在另一个实施例中,计算机 36 执行存储在固件 (未示出) 中的指令。在一些配置中,计算机 36 和 / 或图像重构器 34 被编程为执行此处所述的功能。

[0025] 图 3 是根据本公开实施例的 CT 心脏扫描成像的处理流程图。在步骤 302,利用超声收发器 56 获取的数据计算出心血管系统信息。心血管系统信息包括心输出量、血流峰值速度、平均速度、峰值上升时间等信息,其中心输出量是最重要的指标。根据心输出量及 / 或其他心血管系统信息可以估算出对比剂从注射到到达目标扫描区的时间间隔。超声收发器 56,即俗称的超声的探头可以置于胸骨上窝,位于胸骨的顶端,这个胸骨上的声窗是常见的进行超声心电图的声窗之一,将超声探头选择置于这里是为了避开心脏扫描区,而不与 CT 扫描设备的物理位置相冲突。通过胸骨上的声窗,可以采用多种方法来获取心血管系统信息,例如彩色多普勒、连续波 / 脉冲波多普勒等超声检测方法来估测主动脉血流。主动脉是体循环动脉系统的起始主干,它发自左心室,是身体最大的动脉,直径有 2.5-3.5cm。形如拐杖,弓形开端,向下直到骨盆区。本发明中提到的主动脉是指胸主动脉,胸主动脉可以再分成升主动脉、主动脉弓和降主动脉。超声检测的目标区域便在主动脉弓附近的升、降主动脉。得到了主动脉血流,根据本领域的现有技术,便可相应地计算得到心输出量等信息。本发明的超声声窗的选择不限于胸骨上窝,其他适用的超声声窗也可用于采集心血管系统数据。

[0026] 在步骤 304,进一步根据心血管系统信息估算出所需的对比剂使用剂量。估算的方法有统计模型法,经验公式法等等。

[0027] 对比剂使用剂量对扫描成功非常关键。目前对比剂剂量是根据患者身高、体重等外在特征来进行确定的。影响对比剂剂量的最重要的患者相关因素是患者的心血管循环系统的能力,例如心输出量等。通过本发明的实施例,可以较为准确地制定个性化的对比剂使用剂量,准确确定对比剂使用剂量在确保扫描成功的前提下,可避免患者接受不必要的对比剂,降低对比剂对患者的伤害,并且节约成本。

[0028] 在步骤 306,根据心输出量等信息评估患者心血管循环能力,帮助确定对比剂从注射到到达目标计算机断层扫描区的时间间隔。该信息可单独或结合当前 CT 对比剂扫描中使用的方法 (例如团注追踪等) 使用以更准确地估算出对比剂从注射到到达目标 CT 扫描区的时间间隔。这个时间间隔可用来确定随后的对比剂增强扫描。

[0029] 超声收发器 56 超声收发器 56 图 4 是根据本公开实施例的 CT 心脏扫描的还一个处理流程图。在参考图 3 描述的方法确定了可以开始扫描的时间之后,在步骤 402,在对心

脏进行 CT 扫描时获取扫描期间心脏运动情况的数据。之前为确定开始扫描的时间而使用的超声收发器 56 此刻还可以继续使用,用来直观地记录扫描期间心脏运动情况。由于超声波是机械波,不会对 CT 扫描造成干扰。例如获取的一个心脏瓣膜的运动情况如图 5 所示。图 5 仅是一个示意图,描述了一段时间内心脏瓣膜的运动情况,包括一个舒张期和一个收缩期。其中横坐标代表时间,纵坐标代表心脏瓣膜偏离某参考点的距离。可以从距离与时间的比值直观地看出瓣膜的移动速度。同时还获取 ECG 数据,ECG 数据如图 6 所示。ECG 数据是通过心电图监控器 58 获取的,目前对比剂扫描中均通过心电图监控器 58 采集患者 ECG 信号来同步 CT 的采集。

[0030] 在步骤 404,将心脏运动情况的数据进行校准并确定运动最小的相位。校准的方式是用源自超声数据获取的直观的心脏运动数据与心电图监控器 58 同步记录的 ECG 数据进行匹配。从超声获取的心脏运动数据中可确定心脏运动最小时刻对应的 ECG 时相,从而可以精确确定运动最小的相位。

[0031] 在步骤 406,基于运动最小的相位进行图像重构。图像重构要基于心脏运动最平缓的时分的 CT 扫描数据,否则会产生运动伪影,从而影响医生的诊断。找出了最优相位,便可以根据该相位的 CT 扫描数据进行图像重构了。

[0032] 图 7 是根据本公开实施例的 CT 心脏扫描成像的装置的框图。从图中可见,装置 700 包括相互耦合的心血管系统信息获取装置 701 和 CT 扫描时间确定装置 702。其中心血管系统信息获取装置 701 用于获取心血管系统信息,CT 扫描时间确定装置 702 用于根据获取的心血管系统信息确定 对比剂从注射到到达目标计算机断层扫描区的时间间隔。

[0033] 在一个实施例中,心血管系统信息获取装置 701 获取的是心输出量。心血管系统信息获取装置 701 利用超声收发器 56 获取的数据计算出心血管系统信息。超声收发器 56 的使用方式在前面参考图 3 已经描述了,在此不再赘述。而后,CT 扫描时间确定装置 702 根据心血管系统信息确定对比剂从注射到到达目标计算机断层扫描区的时间间隔。心血管系统信息包括心输出量、血流峰值速度、平均速度、峰值上升时间等信息,其中心输出量是最重要的指标。根据心输出量及 / 或其他心血管系统信息可以估算出对比剂从注射到到达目标扫描区的时间间隔。额外地,根据上述信息,还可以估算出较为准确的对比剂需要量。对比剂估算的方法有统计模型法,经验公式法等等。

[0034] 超声收发器 56 而后,就可以在确定的开始扫描的时间开始进行扫描了。

[0035] 根据一个可选的实施例,装置 700 还包括心脏运动数据获取装置 703、心脏运动相位确定装置 704 和图像重构装置 705。其中,心脏运动数据获取装置 703 用于获取直观的心脏运动数据以及 ECG 数据。心脏运动相位确定装置 704 用于根据心脏运动数据获取装置 703 获取的数据确定心脏运动最小时的相位。重建装置 705 用于根据所确定的心脏运动最小时的相位的 CT 扫描数据重构出 CT 图像。

[0036] 首先,在对心脏进行 CT 扫描时,心脏运动数据获取装置 703 获取扫描期间心脏运动情况数据。这包括获取来自超声收发器 56 的数据和来自心电图监控器 58 采集的 ECG 数据,如前面参考图 5 所述。而后心脏运动相位确定装置 704 将心脏运动情况的数据进行校准并确定运动最小的相位。校准的方式如前面参考图 5 所述。而后,图像重构装置 705 基于运动最小的相位进行图像重构。找出了最优相位,便可以根据该相位的 CT 扫描数据进行图像重构了。

[0037] 在本文中,术语“一”或“一个”包括单数各或多于一个的复数个。术语“或”被用于指不排除的或 (nonexclusive or),除非另有所指。

[0038] 还如本文所使用的,词语“重构图像”并不打算排除其中产生表示图像的数据而不产生可视图像的本公开的实施例。因此,本文中使用的术语“图像”广泛地指可视图像和表示可视图像的数据。然而,许多实施例产生(或被配置为产生)至少一个可视图像。

[0039] 本公开的操作环境相对于 64 层计算 X 射线断层摄影 (CT) 系统来描述。然而,本领域技术人员将领会,本公开可同样适用于多层配置的系统,以及适用于在操作期间移动或“抖动”焦点的能力的系统。而且,本公开将相对于 X 射线的检测及转换来描述。然而,本领域技术人员将进一步领会到,本公开可同样适用于其他高频电磁能量的检测及转换。虽然具体实施例参考了第三代 CT 系统,但是本文所述的方法同样应用于第四代 CT 系统(例如带有旋转 X 射线源的静止型检测器)和第五代 CT 系统(例如静止型检测器和 X 射线源)。另外,预期本公开的益处可扩展到除 CT 以外的其他成像模式,例如 MRI、SPECT 和 PET。

[0040] 各种实施例或其部件可作为计算机系统的一部分实现。该计算机系统可以包括计算机、输入设备、显示单元和例如用于访问因特网的接口。微处理器可以连接到通信总线。计算机还可以包括存储器。该存储器可以包括随机存取存储器 (RAM) 和只读存储器 (ROM)。该计算机系统还可以包括存储设备,其可以使硬盘驱动器或诸如软盘驱动器、光盘驱动器等可移动存储设备。该存储设备还可以使用于装载计算机程序或其他指令到计算机系统其他类似的装置。

[0041] 在本公开的各种实施例,创建此处描述的减小 CT 重构中伪像的方法可以处理机的形式体现。处理机的典型示例包括通用计算机、编程的微处理器、数字信号处理器 (DSP)、微控制器、外围集成电路元件,以及能够实现此处所述方法的步骤的其他设备或设备的布置。

[0042] 如本文所使用的,术语“计算机”并不限于在本领域中被作为计算机的那些集成电路,而是可以包括任何基于处理器或基于未处理的系统,包括使用微控制器,精简指令集电路 (RISC),专用集成电路 (ASIC),逻辑电路和能够执行此处所述功能的任何其他电路或处理器的系统。上述事例只是示范性的,而且并不打算以任何方式限制术语“计算机”的定义和/或含义。诸如计算机、处理器、微控制器、微型计算机、可编程逻辑控制器、专用集成电路和其他可编程电路之类的这些术语在本文是可互换使用的。

[0043] 处理机构执行一组指令(例如,对应所述的方法步骤),该指令存储在一个或多个存储元件中(还称作计算机可用介质)。存储元件的形式可以为数据库或存在于处理机中的物理存储元件。存储元件还可以按照需要持有数据或其他信息。物理存储器可以是,例如但不限于:电子、磁、光、电磁、红外或半导体系统、装置、设备或传播介质。物理存储器的更具体事例包括但不限于下例:随机存取存储器 (RAM)、只读存储器 (ROM)、可擦可编程只读存储器 (EPROM 或闪存)、硬盘驱动器 (HDD) 和只读光盘存储器 (CDROM)。上述存储器类型只是示范性的,因此对于可用于存储计算机程序的存储器的类型并不是限制性的。

[0044] 本公开的各种实施例,减小 CT 重构中伪像的方法可由软件、硬件或其组合实现。例如通过使用标准编程语言(例如 C、C++、Java 等)可以软件实现由本公开的各种实施例提供的方法。如这里使用的,术语“软件”和“固件”可以互换,并且包括存储在存储器中的用于由计算机执行的任何计算机程序性。

[0045] 另外,虽然这里所述的方法是在以计算 X 射线断层摄影 (CT) 系统的医学场景中描述的,但是可以预期这些益处还有利于磁共振 (MR) 系统、正电子发射 X 射线断层摄影 (PET) 系统、核医疗和其他类型的成像系统。

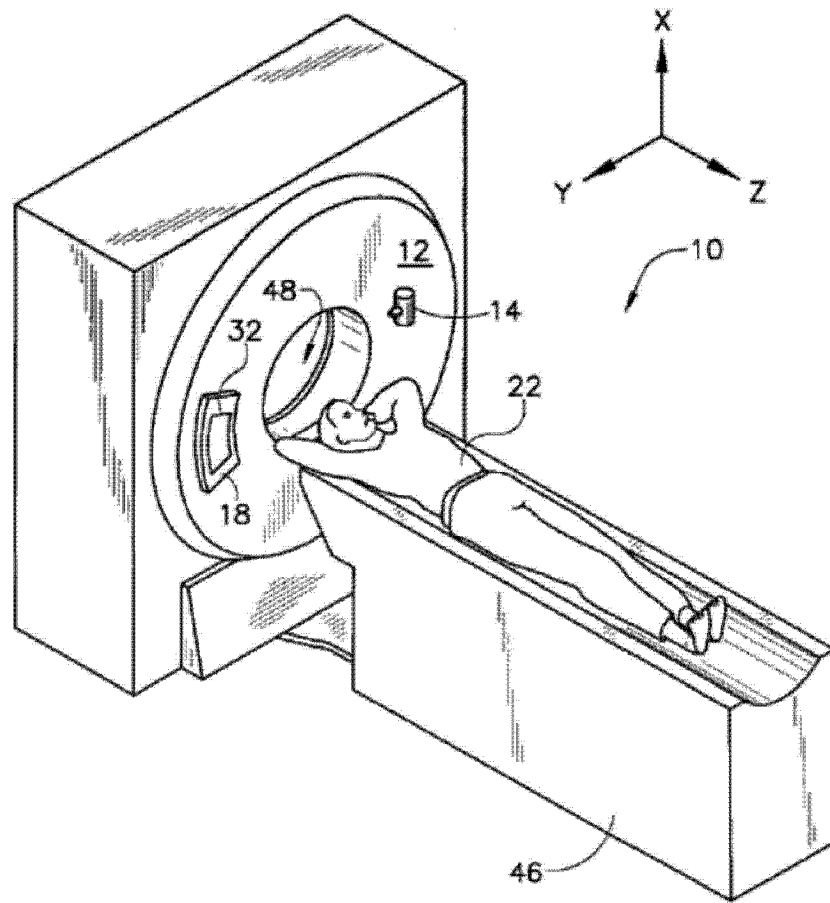


图 1

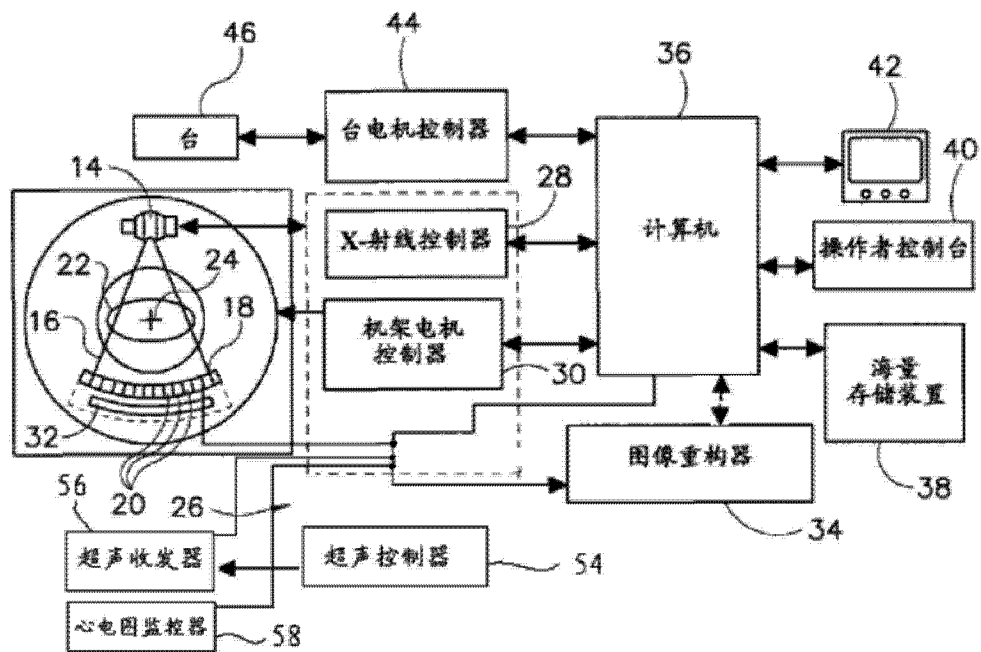


图 2

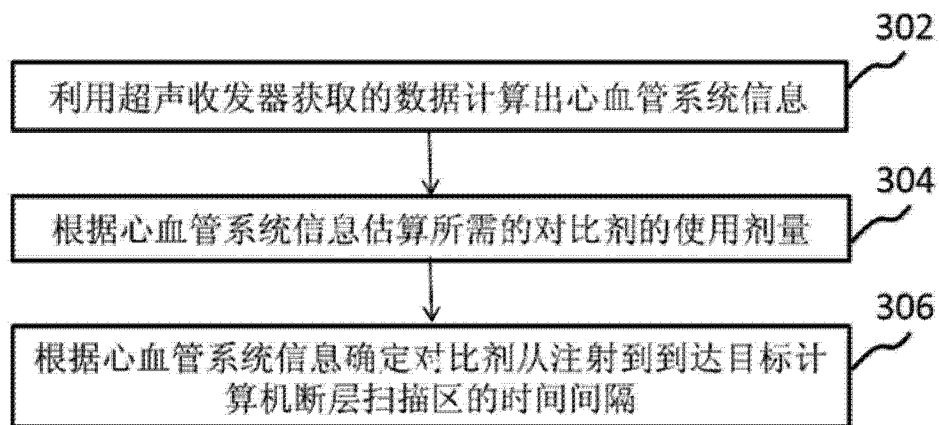


图 3

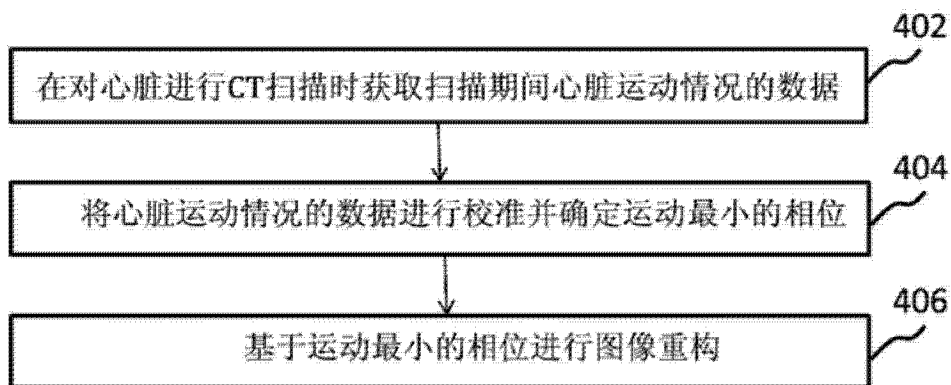


图 4

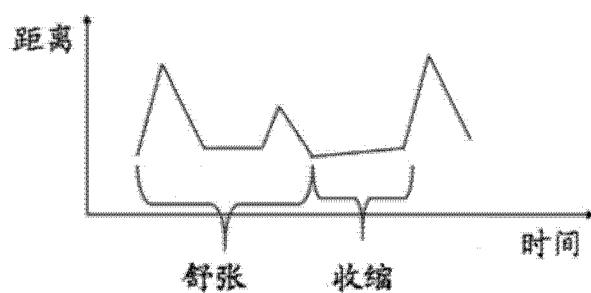


图 5

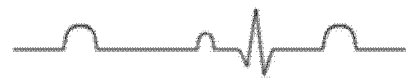


图 6

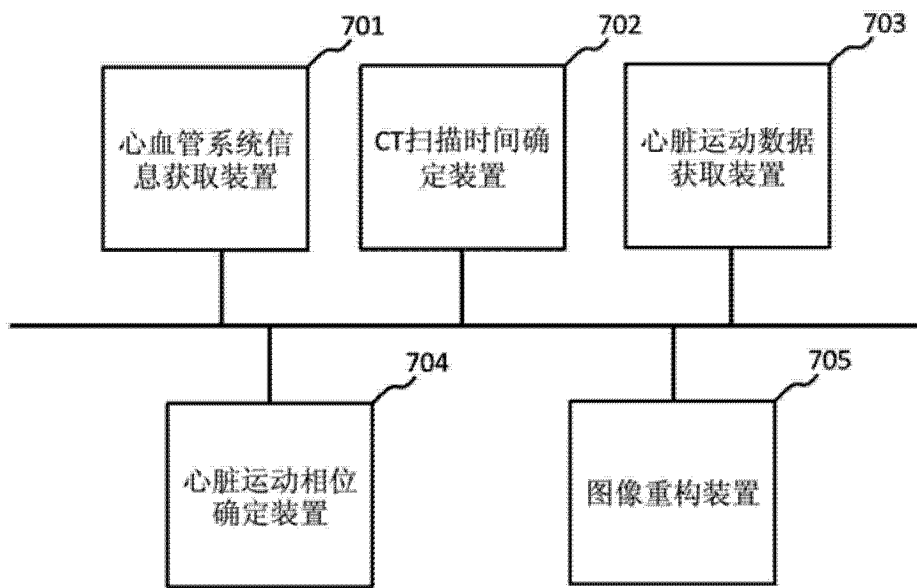


图 7

专利名称(译)	计算机断层扫描成像的方法和装置		
公开(公告)号	CN104720851A	公开(公告)日	2015-06-24
申请号	CN201310717175.X	申请日	2013-12-23
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
[标]发明人	方莉 吴新淮 贾磊		
发明人	方莉 吴新淮 贾磊		
IPC分类号	A61B8/13 A61B6/03		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/13 A61B8/5215		
代理人(译)	姜甜		
其他公开文献	CN104720851B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种针对心脏的计算机断层扫描成像的装置和方法。该装置包括心血管系统信息获取装置和扫描时间确定装置。其中心血管系统信息获取装置用于利用超声收发器获取的数据计算出心血管系统信息，扫描时间确定装置用于根据心血管系统信息确定对比剂从注射到到达目标计算机断层扫描区的时间间隔。

