

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 6/03 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200310117955.7

[45] 授权公告日 2006 年 9 月 27 日

[11] 授权公告号 CN 1276743C

[22] 申请日 2003.11.26

[21] 申请号 200310117955.7

[30] 优先权

[32] 2002.11.26 [33] US [31] 10/304,380

[71] 专利权人 通用电气公司

地址 美国纽约州

[72] 发明人 彼得·M·埃迪克

审查员 熊 茜

[74] 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

代理人 黄小临 王志森

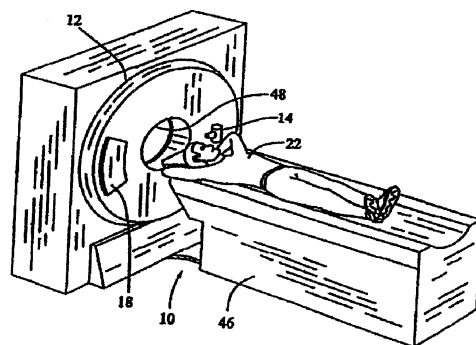
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 3 页

[54] 发明名称

用来计算体积灌注的方法和设备

[57] 摘要

一种方法 (60)，用来使用计算机断层扫描 (CT) 成像系统 (10) 来计算空间固定的器官中的体积灌注，该方法包括：放置 (62) 区域检测器 (18)，从而区域检测器 18 对于全部视角、将一个空间固定的器官包围在成像系统的视野内；以电影模式操作 (64) CT 成像系统，以获取代表空间固定的器官中的组织动态的数个投射数据；处理投射数据；和使用 (68) 代表组织动态的投射数据的重建计算器官中的体积灌注。



1. 一种计算机断层扫描(CT)成像系统(10), 用来计算空间固定的器官中的体积灌注, 包括:

辐射源(14);

区域检测器(18); 和

计算机(36), 在操作上耦合至所述辐射源和所述区域检测器, 配置所述计算机以便:

放置(62)区域检测器, 从而使所述区域检测器对于全部视角、将该空间固定的器官包围在成像系统的视野内;

以电影模式操作(64)所述 CT 成像系统, 以获取数个投射数据、其代表空间固定的器官中的组织动态;

使用所述投射数据生成(66)空间固定的器官中的组织的对照动态的重建; 和

使用代表所述组织动态的所述投射数据计算(68)所述空间固定的器官中的所述体积灌注。

2. 根据权利要求 1 所述的 CT 成像系统(10), 其中所述计算机(36)进一步配置为复用所述区域检测器(18)的第一数量的行, 从而所述区域检测器的取样频率增加。

3. 根据权利要求 1 所述的 CT 成像系统(10), 其中放置(62)该区域检测器(18)使得所述区域检测器包围所述成像系统的视野内的该空间固定的器官, 所述计算机进一步配置为放置该区域检测器使得所述区域检测器包围大脑的视野。

4. 根据权利要求 1 所述的 CT 成像系统(10), 其中以电影模式操作(64)所述 CT 成像系统, 以获取数个投射数据、其代表空间固定的器官中的组织动态, 其包括操作所述 CT 成像系统, 所述计算机(36)进一步配置为以该电影模式操作所述 CT 成像系统, 以获取该数个投射数据、其代表其中已经引入对照媒介的空间固定的器官中的组织动态, 从而在每个视位置处测量空间固定的器官中对照媒介的摄取和泄出的投射数据是以合适频率取样的。

5. 根据权利要求 1 所述的 CT 成像系统(10), 其中所述计算机(36) 进一步配置为复用一数量的区域检测器(18)行。

6.根据权利要求1所述的CT成像系统(10),其中所述计算机(36)进一步配置为(88)将数个投射数据内插于特定时刻,从而允许以改进的时间分辨率生成重建。

7.根据权利要求1所述的CT成像系统(10),其中所述计算机(36)进一步配置为在各视角过滤(86)投射数据,以减小噪声,从而允许以改进的图像质量生成重建。

8.根据权利要求7所述的CT成像系统(10),其中在各视角过滤(86)投射数据以减小噪声,允许减小作用于病人(22)的剂量。

9.一种计算机断层扫描(CT)成像系统(10),用来计算空间固定的器官中的体积灌注,包括:

辐射源(14);

区域检测器(18); 和

计算机(36),在操作上耦合至所述辐射源和所述区域检测器,所述计算机被配置为:

放置(62)区域检测器,从而使所述区域检测器对于全部视角、包围包括空间固定的器官的视野; 和

以电影模式操作(64)所述CT成像系统,以获取数个投射数据、其代表空间固定的器官中的组织动态,从而在每个视位置处测量对照媒介的摄取和泄出的投射数据是以合适频率取样的。

用来计算体积灌注的方法和设备

技术领域

本发明一般涉及计算机断层扫描(CT)成像并具体涉及一种设备和方法，用来使用数字区域检测器技术从组织衰减特征的时间重建来计算体积灌注。

背景技术

在至少一个已知的“第三代”CT系统中，在病人的有限轴覆盖内不断地获取投射数据，以充分测量在被成像器官中对照媒介(contrast agent)的摄取(uptake)和泄出(washout)。此外，多达十六片投射数据的切片被获取、重建、并同时被处理，用于灌注评价，这些投射数据可以使用目前的多行检测器来完成。已知CT系统的扫描速度足以用来对小体积器官内组织的对照动态(contrast dynamics)进行取样；不过，扫描速度却不足以用来对诸如大脑的被成像的整个器官的对照动态进行取样，因为螺旋扫描协议(protocol)是必要的。

发明内容

在一方面，提供了一种方法，用来使用计算机断层扫描(CT)成像系统来计算空间固定(spatially stationary)的器官中的体积灌注。该方法包括放置区域检测器，从而使该区域检测器对于全部视角、将一个空间固定的器官包围在成像系统的视野内，以电影(cine)模式操作CT成像系统，以获取数个投射数据、其代表空间固定的器官中的组织动态，处理投射数据，重建投射数据，并使用代表组织动态的投射数据的重建计算器官中的体积灌注。

在另一方面，提供了一种计算机断层扫描(CT)成像系统，用来计算空间固定的器官中的体积灌注。该CT成像系统包括辐射源、区域检测器和计算机、其在操作上耦合至辐射源和区域检测器。计算机配置为放置区域检测器，从而使该区域检测器对于全部视角、将一个空间固定的器官包围在成像系统的视野内，以电影模式操作CT成像系统，以获取数个投射数据、其代表空间固定的器官中的组织动态，并使用代表组织动态的投射数据的重建计算器官中的体积灌注。

在又一方面,提供了一种以程序编码的计算机可读媒介。媒介配置为命令计算机放置区域检测器,从而使该区域检测器对于全部视角、将一个空间固定的器官包围在成像系统的视野内,以电影模式操作 CT 成像系统,以获取数个投射数据、其代表空间固定的器官中的组织动态,处理投射数据,重建投射数据,并使用代表组织动态的投射数据的重建计算器官中的体积灌注。

在又一方面,提供了一种方法,用来使用具有视野的计算机断层扫描(CT)成像系统来得到空间固定的器官的数据。该方法包括放置区域检测器,从而使该区域检测器对于全部视角、将一个空间固定的器官包围在成像系统的视野内,以电影模式操作 CT 成像系统,以获取数个投射数据、其代表空间固定的器官,并过滤获取的投射数据,以提供带有改进信噪比的数据。

附图说明

图 1 是 CT 成像系统的图示。

图 2 是图 1 所示系统的原理框图。

图 3 是流程图,描绘了一种方法,用来使用计算机断层扫描(CT)成像系统来计算空间固定的器官中的体积灌注。

图 4 是流程图,描绘了一种方法,用来使用计算机断层扫描(CT)成像系统来得到空间固定的器官中的数据。

具体实施方式

此处所述的方法和设备阐述了获取投射数据、其允许使用区域检测器技术改进计算器官中的体积灌注。体积灌注指的是由投射数据的重建计算平均传输时间、血体积、和 / 或血流量,或这些量的任意组合而成的一种数学度量。所述的方法有助于减小 CT 成像系统限制,如转台(gantry)扫描速度。此外,此处所述的方法有助于减小噪声并改进对照增强测量值的与转台扫描速度有关的时间分辨率,以改进在灌注计算中使用的去卷积处理的稳定性和精确度。

在某些已知的 CT 成像系统构成中,X 射线源投射了一束扇形束、其准直在笛卡儿坐标系的 X-Y 平面内并一般被称为“成像平面”。X 射线束贯穿如病人的被成像目标。该束在被目标衰减之后入射在辐射检测器阵列上。在检测器阵列处收到的衰减后的辐射束强度取决于 X 射线束被目标的衰减。阵

列的各检测器单元产生分离的作为在检测器位置处射线束强度的测量值的电信号。来自全部检测器的强度测量值是分开获取的，以产生传送断面图。

在第三代 CT 系统中，X 射线源和检测器阵列与转台一起在成像平面内绕被成像目标旋转，从而 X 射线束与目标所成的交角持续变化。来自一转台角度处的检测器阵列的一组 X 射线衰减测量值、即投射数据，被称为“视图”。该目标的“扫描”包括在 X 射线源和检测器绕被成像目标旋转一周期间、在不同转台角度或视角处所作的视图集合。

在轴扫描中，处理投射数据以构建与贯穿目标得到的二维切片对应的图像。一种用来从投射数据集合重建图像的方法在本技术领域称为过滤后投射(filtered back-projection)技术。此处理将来自扫描的衰减测量值转换成叫做“CT 数”或“亨氏单位(Hounsfield units)”的整数，其被用来控制阴极射线管显示器上对应像素的亮度。

为减小总扫描时间，可进行“螺旋”扫描。为进行“螺旋”扫描，在移动病人的同时获取用于规定数量的切片的数据。这种系统从扇形束螺旋扫描生成单螺旋。由扇形束映射出的螺旋产出投射数据，从该数据可重建各规定切片中的图像。

对于用于螺旋扫描的重建算法通常使用螺旋加权算法，其将收集到的数据加权作为视角和检测器通道指数的函数。具体地，在过滤后投射处理之前，根据螺旋加权因子对数据进行加权，该螺旋加权因子是转台角度与检测器角度二者的函数。接着处理加权数据以生成 CT 数并构建与贯穿目标得到的二维切片对应的图像。

如这里使用地，以单数陈述和前面带有冠词“a”或“an”的单元或步骤应理解为不排除复数个所述单元或步骤，除非明确声明此排除。进而，参照本发明的“一个实施例”无意被解释成排除也包含陈述特征的其它实施例的存在。

如这里使用地，“重建图像”一词无意排除本发明这样的实施例：即生成了代表图像的数据却没有生成可视图像。不过，许多实施例生成（或配置成可生成）至少一张可视图像。

参照图 1 和图 2，多切片扫描成像系统，例如计算机断层扫描(CT)成像系统 10，被显示为包括转台 12，代表“第三代”CT 成像系统。转台 12 具有 X 射线源 14，向转台 12 对面上的检测器阵列 18 投射一束 X 射线 16。检测器

阵列 18 由数个包括数个检测器单元 20 的检测器行（未图示）形成，一起传感贯穿如体格检查病人 22 的目标的投射 X 射线。每个检测器单元 20 产生代表入射 X 射线束强度的电信号，并从此能估算与转台 12 上未放置病人时测量的电信号比较时、射线束贯穿目标或病人时的衰减。在扫描以获取 X 射线投射数据期间，转台 12 和安装在其上的组件绕旋转中心 24 旋转。图 2 仅显示单行检测器单元 20（即检测器行）。不过，多切片检测器阵列 18 包括数个平行的检测器单元 20 的检测器行，从而在扫描期间可同时获取与数个准平行或平行切片对应的投射数据。再者，区域检测器阵列 18 包括许多行检测器单元 20，从而在扫描期间可同时获取对应于大体积的投射数据。

转台 12 的旋转和 X 射线源 14 的操作是受 CT 系统 10 的控制机构 26 主管的。控制机构 26 包括 X 射线控制器 28、其向 X 射线源 14 提供电力和定时信号，和转台马达控制器 30、其控制转台 12 的转速和位置。控制机构 26 中的数据获取系统(DAS)32 对来自检测器单元 20 的模拟数据进行取样，并将数据转换成数字信号用于后续处理。图像重建器 34 接收来自 DAS 32 的已取样且数字化的 X 射线数据并进行高速图像重建。已重建图像作为输入加到计算机 36，其将图像存储在海量存储设备 38 中。图像重建器 34 可以是操作于计算机 36 上的特定硬件或软件。

计算机 36 还接收从操作员经具有键盘的操作台 40 而来的命令和扫描参数。附属的阴极射线管显示器 42 允许操作员观察已重建的图像和其它来自计算机 36 的数据。操作员提供的命令和参数为计算机 36 所用，以向 DAS 32、X 射线控制器 28 和转台马达控制器 30 提供控制信号和信息。此外，计算机 36 操作控制机自动化桌面 46 的桌面马达控制器 44，以将病人 22 置入转台 12。特别地，桌面 46 移动病人 22 的部位通过转台开口 48。

在一个实施例中，计算机 36 包括设备 50，例如软盘驱动器或 CD-ROM 驱动器，用来读取来自软盘或 CD-ROM 等计算机可读媒介 52 的指令和 / 或数据。在另一个实施例中，计算机 36 执行存储在固件（未图示）中的指令。计算机 36 被编程以执行此处所述的功能，而如此处使用地，术语计算机不仅限于本技术领域称作为计算机的集成电路，而是广泛地指计算机、处理器、微控制器、微机、可编程逻辑控制器、特定应用集成电路和其它可编程电路，而这些术语在此互换使用。此外，尽管是在医学设置中说明地，但可以想见，本发明对所有 CT 系统皆有裨益，包括工业 CT 系统，诸如但不限于行李扫描

CT 系统，其通常用于运输中心，诸如但不限于机场或火车站。

图 3 是流程图，描绘了一种方法 60，用来使用计算机断层扫描(CT)成像系统 10 来计算空间固定的器官中的体积灌注。方法 60 包括：62 - 放置区域检测器 18，从而区域检测器 18 对于全部视角、将一个空间固定的器官包围在成像系统的视野内；64 - 以电影模式操作 CT 成像系统，以获取代表空间固定的器官中的组织动态的数个投射数据；66 - 使用投射数据生成组织的对照动态的重建；和 68 - 使用代表组织动态的重建投射数据计算器官中的体积灌注。

在使用中，如大脑的空间固定的器官 22 被放置在辐射源 14 和区域检测器 18 之间，从而区域检测器 18 对于全部视角、将一个空间固定的器官包围在成像系统的视野内，即放置区域检测器 18 以便包围对于全部视角的大脑 22 的视野。在一个实施例中，从区域检测器 18 发射的数个信号被数字化，而数行区域检测器 18 被同时数字化，从而区域检测器 18 读出的取样频率是例如每秒 120 帧。在某些区域检测器读出方案中，若 4 行区域检测器 18 被同时复用为数字化电子电路，则每旋转一圈、在 2 秒的扫描中即可获取空间固定的器官 22 的 960 张视图。系统 10 以电影模式操作，从而当包括区域检测器 18 的转台 12 以每秒约 0.5 圈的速度旋转时，在每个视位置处测量空间固定的器官 22 中对照媒介的摄取和泄出的投射数据的取样频率约是 2 秒。

因此，使用取样理论并假设在转台 12 的特定位置处的投射数据具有低频内容而且不违反恩奎司特取样定理，则对于各视角在任何时刻处的投射数据皆可计算并接着被重建。因此，在任何时刻皆可计算被成像的空间固定的器官 22 中的对照动态。在一个实施例中，使用方法 60 对至少一种已知灌注算法逐条详细说明处理步骤。此外可实现体积灌注分析，因为区域检测器 18 同时测量用于完整空间固定的器官 22 的投射数据。在一个实施例中，过滤取样后的投射数据并在任何时刻内插(interpolated)，从而有助于使用信号处理技术来减小噪声和改进时间分辨率，因为在特定时刻使用数个获取值来生成投射数据。

在一个实施例中，减小了转台 12 的速度并施行处理步骤，从而有助于增加用于重建的视图。在另一个实施例中，可通过比第一数量的行更少数量的行的数字化来减小区域检测器 18 的轴覆盖，从而增加用于重建的视图。在另一个实施例中，可通过比区域检测器 18 的第一数量的行更多数量的行的复用

和数字化来减小区域检测器 18 的轴分辨率，从而增加用于重建的视图。

在示例性实施例中，系统 10 有助于计算体积灌注测量值、其包括在对照动态的重建中增加的时间分辨率，和在投射数据中增加的信噪比，以改进重建图像中的图像质量。系统 10 还有助于使用区域检测器技术来增加用于灌注计算的轴覆盖。此外，投射数据在特定时刻内插，因此 CT 重建中投射数据的时间平均达到最小化。为解析投射图像中的对照动态而在内插处理中使用的信号处理也有助于减小噪声测量值。

图 4 是流程图，描绘了一种方法 80，用来使用具有视野的计算机断层扫描(CT)成像系统来得到空间固定的器官的数据。方法 80 包括：82 - 放置一个区域检测器，从而使该区域检测器对于全部视角、将一个空间固定的器官包围在成像系统的视野内，84 - 以电影模式操作 CT 成像系统，以获取代表空间固定的器官的数个投射数据，86 - 过滤获取的投射数据，以提供带有改进信噪比的数据，88 - 将投射数据内插于任何时刻，90 - 重建过滤的时间解析的投射数据，和 92 - 使用代表组织动态的投射数据的重建来计算器官中的体积灌注。方法 80 还包括以所选频率过滤获取的投射数据。方法 80 中的过滤步骤 86 或内插步骤 88 可依某些成像应用而酌情省略。

因而，系统 10 允许增强的容积体积灌注测量，改进在人类组织的对照动态的重建中的时间分辨率，并改进投射数据的信噪比，以改进重建的图像质量，并改进人类组织的灌注估算。

尽管本发明是就各种具体实施例而说明的，但本领域技术人员应认识到：本发明可在权利要求的精神和范围之内修改的情形实施。尽管在此包含了第三代 CT 成像系统的具体论述，但也可使用第四代 CT 系统（固定检测器和旋转 X 射线源）和第五代 CT 系统（固定检测器和固定 X 射线源）以施行该方法、成像系统和以程序编码的计算机可读媒介。此处说明的信号处理方法还可与现存 CT 系统一起使用，以改进投射数据的信噪比并改进对照动态的时间分辨率，以改进诸如大脑等器官内的对照动态重建图像的图像质量。使用这些方法可减小给予病人的离子辐射的剂量，以提高病人安全，同时达到病人内组织的对照动态重建图像的同样的图像质量。

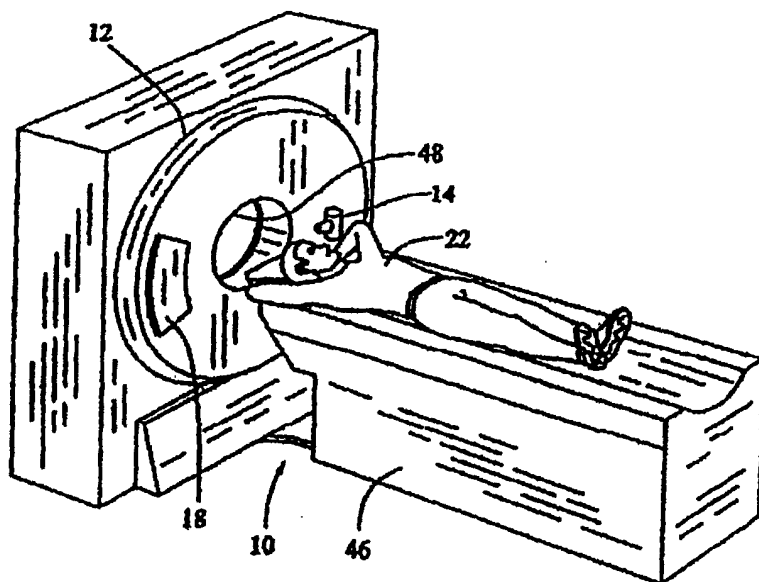


图 1

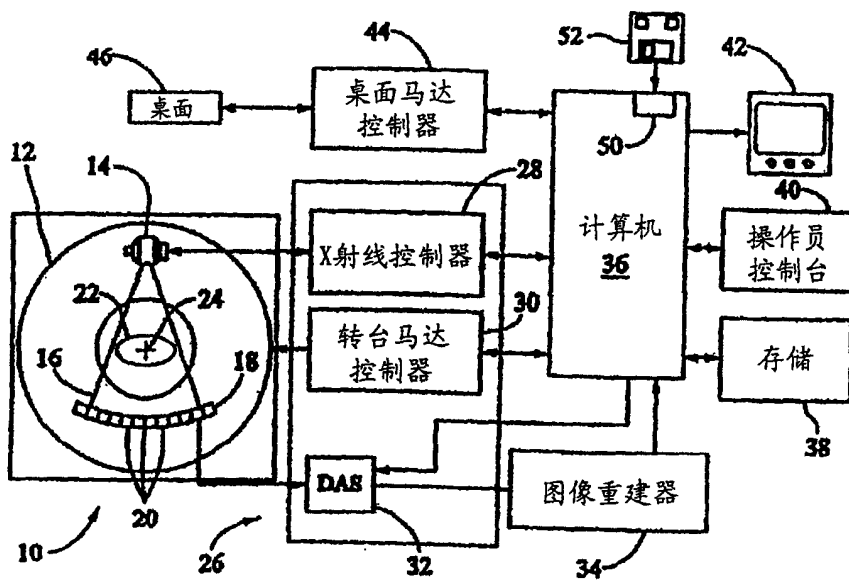


图 2

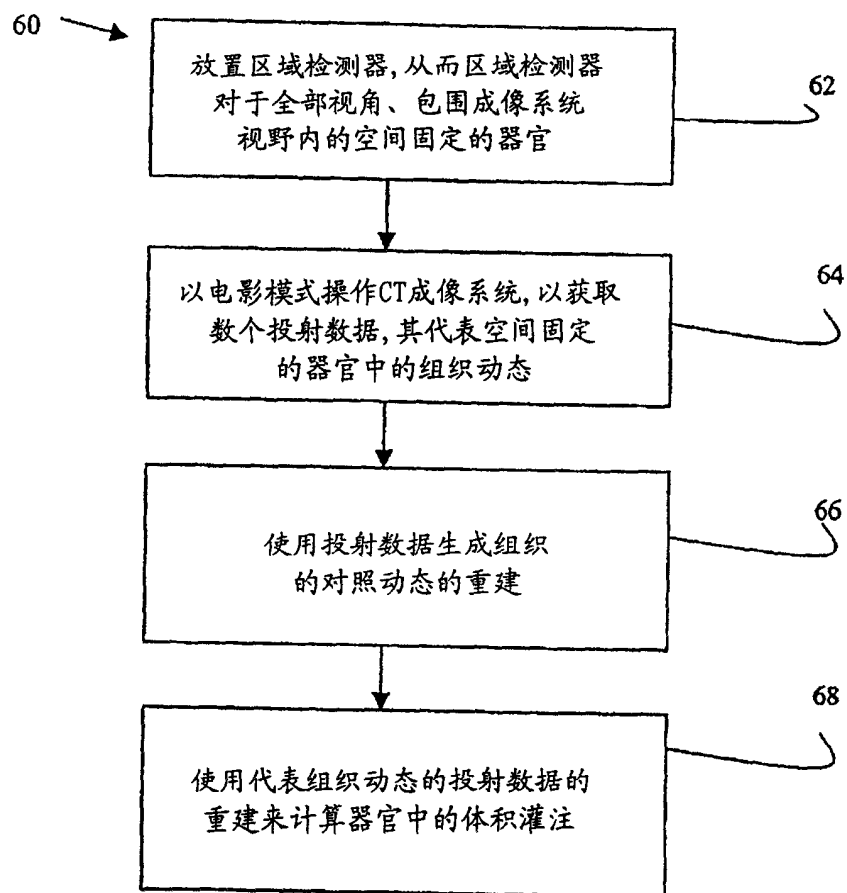


图 3

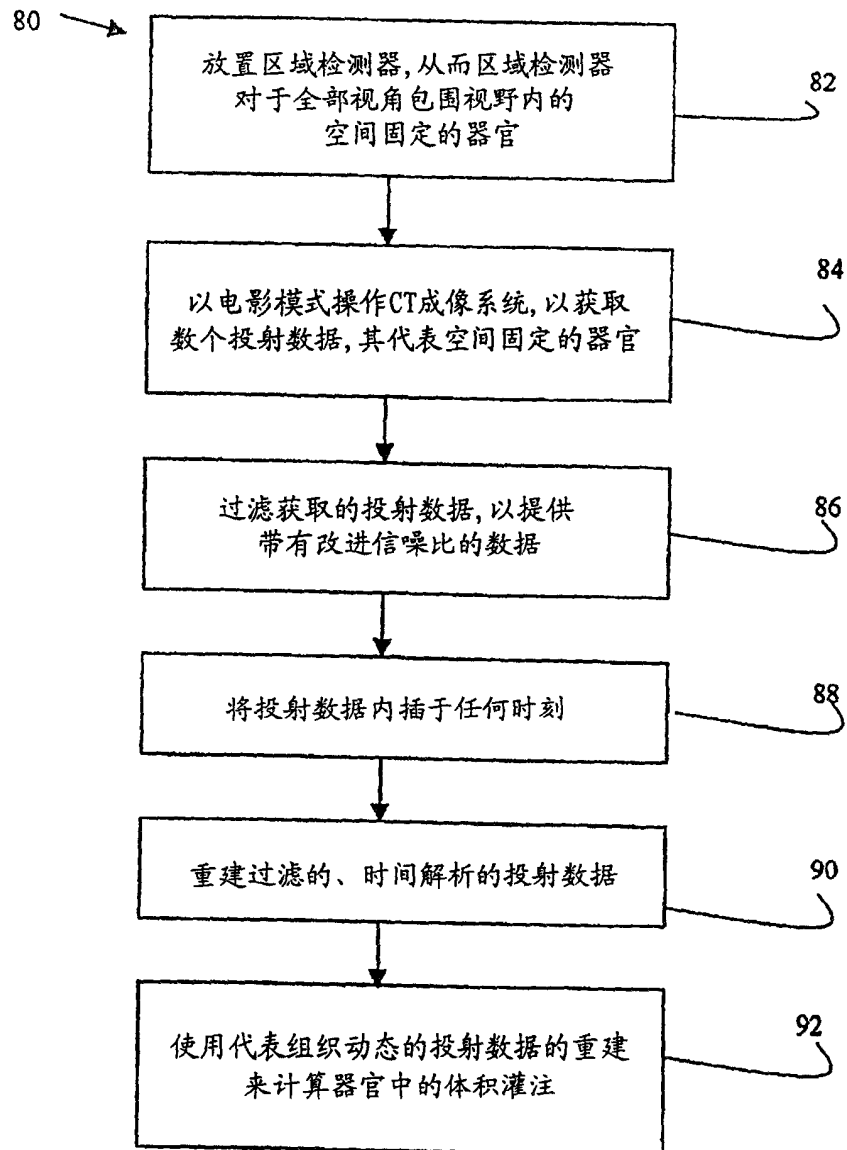


图 4