



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102415894 A

(43) 申请公布日 2012.04.18

(21) 申请号 201010625175.3

(22) 申请日 2010.12.27

(30) 优先权数据

12/890835 2010.09.27 US

(71) 申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72) 发明人 S·杜塔 D·R·奥克隆德

利府俊裕

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 曲卫涛 王忠忠

(51) Int. Cl.

A61B 6/03(2006.01)

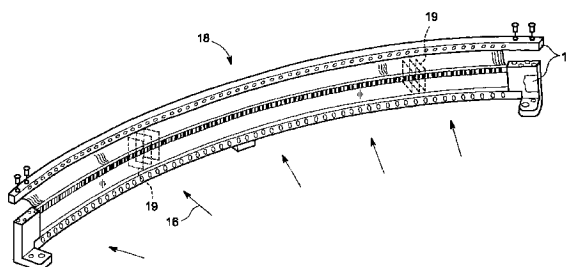
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 7 页

(54) 发明名称

使用能谱 CT 分析的血管狭窄度可视化和量化的系统及方法

(57) 摘要

公开了一种双能谱 CT 成像的系统和方法,其提供精确的血管的狭窄度可视化和量化。CT 系统 (10) 包括配置为朝着患者的感兴趣区域投射 x 射线的 x 射线源 (14),该感兴趣区域包括了处在变窄状态并在其中具有斑块物质的血管。CT 系统 (10) 还包括:接收由 x 射线源 (14) 发射且由感兴趣区域衰减的 x 射线 (16) 的 x 射线探测器 (18);可操作地连接到 x 射线探测器 (18) 上的数据采集系统 (DAS) (32);以及计算机 (36),其编程为在第一色度能级上获得感兴趣区域的第一 CT 图像数据集,在高于所述第一色度能级的第二色度能级上获得感兴趣区域的第二 CT 图像数据集,以及通过分析第二 CT 图像数据集识别出感兴趣区域中的斑块物质。



1. 一种 CT 系统 (10), 包括 :
 - 具有接收要扫描的患者 (22) 的开口 (48) 的可旋转扫描架 (12) ;
 - 定位在可旋转扫描架 (12) 上并配置为朝着患者 (22) 的感兴趣区域投射 X 射线 (16) 的 x 射线源 (14), 所述感兴趣区域包括处于变窄状态并在其中具有斑块物质的血管 ;
 - 定位在可旋转扫描架 (12) 上并定位为接收由 x 射线源 (14) 发射且由感兴趣区域衰减的 x 射线的 x 射线探测器 (18) ;
 - 可操作地连接到 x 射线探测器 (18) 上的数据采集系统 (DAS) (32) ; 以及
 - 计算机 (36), 其编程为 :
 - 在第一色度能级上获得感兴趣区域的第一 CT 图像数据集 ;
 - 在高于所述第一色度能级的第二色度能级上获得感兴趣区域的第二 CT 图像数据集 ;以及
- 通过分析所述第二 CT 图像数据集识别出感兴趣区域中的斑块物质。
2. 如权利要求 1 所述的 CT 系统 (10), 其中计算机 (36) 还编程为 :
 - 执行 CT 系统 (10) 的校准以确定色度能级, 在该色度能级上与斑块物质成像相关的射束硬化为最小 ; 以及
 - 将所述第二色度能级设置在基于所述 CT 系统 (10) 的校准、与斑块物质成像相关的射束硬化为最小的能级设置上。
3. 如权利要求 1 所述的 CT 系统 (10), 其中所述计算机 (36) 还编程为使用所述第一 CT 图像数据集和所述第二 CT 图像数据集的每个的一部分来重构感兴趣区域的组合图像, 其中由所述第一 CT 图像数据集重构所述组合图像中的血管并且由所述第二 CT 图像数据集重构所述组合图像中的斑块物质。
4. 如权利要求 3 所述的 CT 系统 (10), 其中所述计算机 (36) 还编程为 :
 - 由所述第二 CT 图像数据集重构所述感兴趣区域的第一单色图像 ;
 - 由所述重构的第一单色图像识别和分割出斑块物质像素 ;
 - 由所述分割的斑块物质像素产生图像遮罩 ;
 - 应用所述图像遮罩的同时由所述第一 CT 图像数据集重构所述感兴趣区域的第二单色图像, 使得由所述图像遮罩掩盖的像素从所述第二单色图像的重构中排除 ; 以及
 - 将所述分割的斑块物质像素添加到所述第二图像以形成所述感兴趣区域的组合图像。
5. 如权利要求 1 所述的 CT 系统 (10), 其中所述计算机 (36) 还编程为使用所述第一 CT 图像数据集和所述第二 CT 图像数据集产生所述感兴趣区域的多层图像, 其中由所述第一 CT 图像数据集重构所述感兴趣区域的完整图像并且从所述第二 CT 图像数据集重构所述斑块物质的选择性可显示的图像。
6. 如权利要求 5 所述的 CT 系统 (10), 其中所述计算机 (36) 还编程为 :
 - 由所述第二 CT 图像数据集重构所述感兴趣区域的第一单色图像 ;
 - 由所述重构的第一单色图像识别和分割出斑块物质像素以产生斑块物质图像覆盖 ;
 - 由所述第一 CT 图像数据集重构所述感兴趣区域的第二单色图像, 所述第二单色图像包括整个的感兴趣区域的图像并包括血管和斑块物质 ; 以及
 - 在所述第二单色图像上以彩色选择性地显示所述斑块物质图像覆盖。
7. 如权利要求 1 所述的 CT 系统 (10), 其中所述计算机 (36) 还编程为 :

识别所述第二 CT 图像数据集中的斑块物质像素；

将所识别出的斑块物质像素与所述第二 CT 图像数据集隔离；

将所隔离的斑块物质像素重新投射到所述第一 CT 图像数据集以产生修改的第一 CT 图像数据集；

由所述修改的第一 CT 图像数据集重构所述血管的无斑块单色图像；以及

将所述隔离的斑块物质像素添加到所述无斑块单色图像以产生斑块修正的图像。

8. 如权利要求 1 所述的 CT 系统 (10)，其中所述计算机 (36) 还编程为：

使用所述第一 CT 图像数据集和所述第二 CT 图像数据集的每个的至少一部分重构所述感兴趣区域的图像；

基于通过分析所述第二 CT 图像数据集识别出的斑块物质的量对所重构的图像中的血管执行狭窄度测量。

9. 如权利要求 8 所述的 CT 系统 (10)，其中所述计算机 (36) 还编程为：

访问查找表，其提供了用于扫描的色度能级和与这种色度能级相关联的斑块物质尺寸的过度估计误差之间的相关性；以及

基于所述查找表的相关性对所测狭窄度测量进行修正。

10. 如权利要求 1 所述的 CT 系统 (10)，其中所述计算机 (36) 还编程为在可旋转扫描架 (12) 的单次旋转期间并使用单个 x 射线源 (14) 获得所述第一和第二 CT 图像数据集。

使用能谱 CT 分析的血管狭窄度可视化和量化的系统及方法

背景技术

[0001] 本发明的实施例一般涉及诊断成像,并且更具体地是涉及双能 CT 能谱成像的方法和设备,该双能 CT 能谱成像提供精确血管狭窄度可视化和量化。

[0002] 通常,在计算机断层扫描(CT)成像系统中,x 射线源朝着诸如患者或一件行李等对象或物体发射扇形射束。在下文中,术语“对象”和“物体”将包括能够被成像的任何事物。在由对象衰减之后,该射束撞击到辐射探测器阵列上。在探测器阵列接收的经衰减的射束辐射强度通常取决于该对象对 x 射线束的衰减。探测器阵列的每个探测器元件产生单独的电信号,其指示由每个探测器元件接收的经衰减的射束。该电信号传送至数据处理系统供分析,最终产生图像。

[0003] 由于在重构图像中出现的成像伪影(即射束硬化伪影)的存在,利用 CT 成像的一些成像程序会存在挑战。例如,血管狭窄度测量的精度是 CT 成像的难题,特别是在血管中存在包含高密度钙的斑块(plaque)的情况下。血管中的高密度钙斑块引入了浮散效应(blooming effect),其过高估计了血管中斑块的真实范围并且显著地影响血管中真实对比流(contrast flow)的可视化。血管中斑块真实范围的失真导致不精确的狭窄度测量。

[0004] 因此,需要设计一种设备和方法,其通过减少重构 CT 图像中的高密度斑块的浮散现象来提供对血管中狭窄度更加精确的量化和可视化。

发明内容

[0005] 本发明的实施例针对双能 CT 能谱成像方法和设备,该方法和设备提供对血管狭窄度的精确可视化和量化。分别在低和高色度能级上采集患者感兴趣区域的第一和第二 CT 图像数据集,该感兴趣区域包括处于变窄状态的血管,这样的话在血管中存在高密度斑块沉积物(plaque deposit)。通过分析在高色度能级上采集的第二 CT 图像数据集识别出感兴趣区域中的斑块物质,使得能够精确地可视化斑块物质并且使得能够精确地量化血管狭窄度。

[0006] 依照本发明的一个方面,一种 CT 系统包括具有接收要扫描的患者的开口的可旋转扫描架(rotatable gantry)以及定位在该可旋转扫描架上并配置为朝着患者的感兴趣区域投射 x 射线的 x 射线源,该感兴趣区域包括处于变窄状态并在其中具有斑块物质的血管。所述 CT 系统还包括定位在可旋转扫描架上并定位来接收由 x 射线源发射且由感兴趣区域衰减的 x 射线的 x 射线探测器以及可操作地连接到 x 射线探测器上的数据采集系统(DAS)。CT 系统还包括计算器,其编程为在低色度能级上获得感兴趣区域的第一 CT 图像数据集,在高于低色度能级的第二色度能级上获得感兴趣区域的第二 CT 图像数据集,以及通过分析第二 CT 图像数据集识别出感兴趣区域中的斑块物质。

[0007] 依照本发明的另一方面,非暂时计算机可读存储介质具有存储于其上的计算机程序,该程序包括指令,当该指令由计算机执行时,使计算机促使计算机断层扫描(CT)系统的 x 射线源分别在低色度能级和第二色度能级上在相应第一和第二扫描期间朝着患

者发射 x 射线,其中第二色度能级高于第一色度能级。指令还使得计算机从相应第一和第二次扫描获得患者的感兴趣区域的第一 CT 图像数据集和第二 CT 图像数据集,其中该感兴趣区域包括处于变窄状态、在其中包括高密度斑块物质的血管。该指令还使得计算机执行对第二 CT 图像数据集的分析以隔离对应于感兴趣区域中高密度斑块物质的像素,由包括至少血管图像的第一 CT 图像数据集重构该感兴趣区域的分图像和全图像之一,并将对应于高密度斑块物质的隔离像素应用到由第一 CT 图像数据集产生的该分图像和全图像之一以产生最终的感兴趣区域的图像。

[0008] 依照本发明的又一方面,能谱计算机断层扫描(CT)成像的方法包括采集在低色度能级上关于患者感兴趣区域的第一 CT 图像数据集的步骤,其中感兴趣区域包括处于变窄状态并在其中具有高密度斑块物质的血管结构。该方法还包括采集在高色度能级上关于该感兴趣区域的第二 CT 图像数据集并分析第一 CT 图像数据集以识别对应于该感兴趣区域中血管结构的像素的步骤,相比该低色度能级,该高色度能级处在增加的能级上。该方法还包括分析第二 CT 图像数据集以识别对应于血管结构中的高密度斑块沉积物的像素以及由在第一 CT 数据集中识别的对应于血管结构的像素和在第二 CT 数据集中识别的对应于高密度斑块沉积物的像素重构感兴趣区域图像的步骤。

[0009] 通过以下的详细描述和附图,使各种其它的特征和优点变得明显。

附图说明

[0010] 附图示出当前预期用来实现本发明的优选实施例。

[0011] 附图包括:

[0012] 图 1 是用来与本发明实施例一同使用的双能 CT 成像系统的示图。

[0013] 图 2 是图 1 所示系统的框示意图。

[0014] 图 3 是 CT 系统探测器阵列的一个实施例的透视图。

[0015] 图 4 是探测器的一个实施例的透视图。

[0016] 图 5 是依照本发明一个实施例的关于狭窄度可视化和量化的双能谱 CT 成像技术的流程图。

[0017] 图 6 是依照本发明的另一个实施例的关于狭窄度可视化和量化的双能谱 CT 成像技术的流程图。

[0018] 图 7 是依照本发明的另一个实施例的关于狭窄度可视化和量化的双能谱 CT 成像技术的流程图。

[0019] 图 8 是依照本发明一个实施例的狭窄度测量修正技术的流程图。

具体实施方式

[0020] 针对 64 层计算机断层扫描(CT)系统来描述本发明的操作环境。然而,本领域技术人员会理解,本发明同样可适用于单层或其它多层配置。此外,将针对 x 射线的探测和转换来描述本发明。然而,本领域技术人员还会理解,本发明同样可适用于探测和转换其它的高频电磁能量。一种实现是与“第三代”CT 扫描仪和/或其它 CT 系统可配合使用的。

[0021] 参考图 1,示出的计算机断层扫描(CT)成像系统 10 包括表示“第三代”CT 扫描仪的扫描架 12。依照本发明一个示范实施例,提供的 CT 系统 10 为 GE Healthcare 的宝石能

谱成像 (GSI) 双能 CT 系统。扫描架 12 具有 x 射线源 14, 其朝着扫描架 12 的相对侧上的探测器组件或准直器 18 投射 x 射线束 16。现参考图 2, 由多个探测器 20 和数据采集系统 (DAS) 32 形成探测器组件 18。该多个探测器 20 感测穿过医疗患者 22 的投射 x 射线, 且 DAS 32 将数据转换为数字信号供后续处理。每个探测器 20 产生表示照射 x 射线束、因而表示经过患者 22 的衰减射束的强度的模拟电信号。在采集 x 射线投射数据的扫描期间, 扫描架 12 和安装在其上的部件围绕旋转中心 24 旋转。CT 成像系统 10 是双能系统, 其中能量以不同的色能态从 x 射线源 14 投射以便增强图像中的对比度分离 (contrast separation)。

[0022] 扫描架 12 的旋转和 x 射线源 14 的操作由 CT 系统 10 的控制机构 26 管理。控制机构 26 包括 x 射线发生器 28, 其提供功率和定时信号给 x 射线源 14 和扫描架电机控制器 30, 该扫描架电机控制器 30 控制扫描架 12 的旋转速度和位置。图像重构器 34 接收来自 DAS 32 的采样和数字化 x 射线数据并执行高速重构。重构的图像作为输入施加到计算机 36, 计算机 36 在大容量存储装置 38 中存储图像。

[0023] 计算机 36 还经由控制台 40 从操作员那里接收命令和扫描参数, 操作台 40 具有某种形式的操作员界面, 诸如键盘、鼠标、声音触发控制器, 或任何其它适合的输入设备。相关联的显示器 42 允许操作员观察来自计算机 36 的重构图像和其它数据。由计算机 36 使用操作员提供的命令和参数来提供控制信号和信息给 DAS 32、x 射线发生器 28 和扫描架电机控制器 30。另外, 计算机 36 操作控制电动台架 46 的台架电机控制器 44 以定位患者 22 和扫描架 12。特别地, 台架 46 移动患者 22 整个或部分地通过图 1 的扫描架开口 48。

[0024] 如图 3 所示, 探测器组件 18 包括轨道 17, 其具有放置在其间的准直叶片或板 19。将板 19 定位成在这种射束照射在例如图 4 的探测器 20 上之前校准 x 射线 16, 探测器 20 定位在探测器组件 18 上。在一个实施例中, 探测器组件 18 包括 57 个探测器 20, 每个探测器 20 具有 64×16 阵列尺寸的像素元件 50。结果, 探测器组件 18 具有 64 行和 912 个通道 (16×57 个探测器), 其允许在扫描架 12 的每次旋转时收集 64 个同时层片的数据。

[0025] 参考图 4, 探测器 20 包括 DAS 20, 每个探测器 20 包括许多排列在包装 51 中的探测器元件 50。探测器 20 包括相对于探测器元件 50 定位在包装 51 中的销 52。包装 51 定位在具有多个二极管 59 的背光式二极管阵列 53 上。背光式二极管阵列 53 进而定位在多层衬底 54 上。间隔装置 55 定位在多层衬底 54 上。探测器元件 50 光耦合到背光式二极管阵列 53, 且背光式二极管阵列 53 进而电耦合到多层衬底 54。柔性电路 56 附连到多层衬底 54 的面 57 上并附连到 DAS 32 上。使用销 52 将探测器 20 定位在探测器组件 18 中。

[0026] 在一个实施例的操作中, 在探测器元件 50 内照射的 x 射线产生穿过包装 51 的光子, 从而产生在背光式二极管阵列 53 中的二极管上探测的模拟信号。产生的模拟信号传送通过多层衬底 54、通过柔性电路 56, 到达 DAS 32, 在那里该模拟信号转换为数字信号。

[0027] 依照本发明的实施例, 操作 CT 系统 10 获得患者的感兴趣区域的 CT 图像, 以便允许对血管进行精确血管狭窄度测量, 其中该感兴趣区域包括因高密度斑块沉积物而部分变窄 (即闭塞) 的血管结构。当采集用于执行狭窄度测量的这类图像时, 认识到引起狭窄的血管中高密度斑块 (例如, 钙斑块) 的存在也阻碍在采集的 CT 图像中血管的开放性 (patency) 的可视化。斑块的射束硬化效应在 CT 图像中产生围绕血管的假晕圈 (artificial halo) 并且导致浮散现象, 这在 CT 研究中过高估计斑块的量和体积。这是除了实际斑块沉积物的模糊效应 (blurring) 之外因为 CT 系统固有的系统传递函数所引起

的。

[0028] 如上文所提出的,CT 成像系统 10 操作为双能系统,从而提供用于修正由高密度斑块引起的浮散或射束硬化。CT 系统 10 利用双能扫描来获得 CT 诊断图像,其通过采集在两个不同的管电压极 (KV) 上相同位置的数据来增强图像中的对比度分离。使用在双能 CT 扫描期间获得的图像,产生单色图像。即,能够在多个能级上产生单色图像,其中每个图像处于特定的 x 射线能量 (KeV)。虽然下文所述的本发明的实施例描述了只在两个能级上产生单色图像,但是认识到能够在更多能级上产生单色图像,例如三个、四个或五个能级。因此,本发明的实施例并非限于只在两个能级上采集和产生单色图像 (即只有一对“高”和“低”能量图像),并且在下文所作的讨论不构成限制。

[0029] 使用双能 CT,通过以不同的有效单色能级观看相同的物质能够使高密度斑块物质的射束硬化伪影的效应最小化。即,高单色能级减少斑块的强度和相应浮散现象,并且该信息能够用来有助于准确确定患者血管中斑块的范围。另外,血管中的造影剂在这些高能上所起作用将非常少并且因此在这些高能图像中高密度钙斑块沉积物的精确范围的可视化是可能的。通过在最佳高单色能级上获得 CT 图像,高密度斑块物质的射束硬化伪影将保持在确定的最小值,从而实现对高密度斑块物质的准确可视化以及血管狭窄度的精确量化。

[0030] 现参考图 5,显示了依照本发明的实施例经由双能谱 CT 成像减少 CT 图像中高密度斑块的浮散效应的技术 60,使得提供对血管狭窄度的更加精确的量化和可视化。技术 60 为了最小化与血管中的高密度斑块相关的射束硬化或浮散而产生组合血管开放图像。依照技术 60,在步骤 62 首先执行校准以识别出使斑块沉积物成像中的浮散现象 / 射束硬化为最小的最佳高单色能级。校准时,在步骤 64 依照双能扫描过程 / 图像获取,在低能设定和在确定的最佳高能设定上采集 CT 图像数据。因此,作为步骤 64,例如可以在 65KeV 上采集低能图像并且在 130KeV 上采集高能图像,但是认识到还可以使用其它适合的能级,诸如基于校准结果选择的另一个最佳高能级。依照技术 60 的另外的实施例,还认识到能够在临床上接受的 KeV 设定 (例如 130KeV) 上采集高能图像而不执行步骤 62 的校准或者在系统建立期间可以做一次步骤 62 的校准,其中存储有关高密度钙样本行为的信息供以后与在步骤 64 获取的 CT 图像数据配合使用。

[0031] 进一步关于步骤 64 的 CT 图像数据的获取,依照本发明的示范实施例,通过在两个不同的管电压级 (KV) 上的扫描来采集 CT 图像数据,其通过使用管电压的快速切换来改变包括发射的 x 射线束的入射光子能量的峰值和能谱 (KeV)。作为旋转角度的函数来交织扫描,并且因此只需要围绕对象作一个扫描架旋转就可采集低能 CT 数据和高能 CT 数据。因此,有益地,相比于如果通过使用两个管子 (即 x 射线源 14,图 1) 或扫描架 12 (图 1) 的两个旋转采集低能和高能 CT 数据,关于低能和高能图像不存在患者身上的血管和斑块位置配准的问题。

[0032] 在步骤 64 在低和高能级设定的每一个上获取 CT 图像数据时,从 CT 图像数据中选择血管像素和斑块区域像素,该 CT 图像数据是在关于提供 CT 图像中的对比度的最佳能级设定上采集的。依照本发明的示范实施例,由于在高能图像数据中浮散效应是极小的,所以从低能图像数据 (例如,65KeV 的图像) 中选择血管像素以及从高能图像数据中选择斑块区域像素。因此,在技术 60 的下一个步骤中,在步骤 66 处理高能级图像数据以重构感兴趣区域的单色图像。然后在步骤 68 分析该高能级图像以从中识别和分割出斑块沉积物的像

素。然后在步骤 70 使用这些识别出的斑块沉积物的像素产生图像遮罩,其将在产生低能级图像期间被应用。因此,在分割斑块沉积物区域的像素和产生图像遮罩之后,在步骤 72 处理低能级图像。在产生低能级图像过程中,应用由斑块沉积物的像素产生的图像遮罩使得将在生成低能级图像期间忽略被遮罩的像素。

[0033] 在产生低能级图像时,在步骤 74 将来自高能级图像的斑块像素添加到血管的低能级图像上。从而,产生组合图像,其中血管和其它组织处于低能级并且高密度斑块处于高能级设定。这产生其中血管处于它的最佳对比度增强而斑块沉积物的浮散效应处于它的最低值的图像。这个图像可允许使用者看到血管中斑块的实际情况。能够对于任意的厚度、尺寸、核心、整个 CT 容积或它的一部分、渲染的重排层片以及甚至容积和最大强度投射图像来制成这个组合图像。斑块像素图像和其余图像还能够处于不同的核心设定。因此在步骤 76 斑块沉积物的精确可视化提供变窄区域(即斑块沉积物的区域)的精确测量,这种测量步骤或者由诸如计算机 20 等的 CT 系统 10 自动执行,或者由系统操作员手动执行。

[0034] 依照本发明的另一个实施例,为了将与高密度斑块相关联的射束硬化减到最小,在图 6 中提供技术 80 用于产生血管开放图像。技术 80 开始于步骤 82,在这里首先执行校准以识别出最佳高单色能级,其将斑块沉积物成像中的浮散现象/射束硬化减到最小。备选地,如上文关于技术 60(图 5)所述,认识到能够在临床上接受的 KeV 设定(例如 130KeV)上采集高能图像而不执行校准。再次参考图 6 所示的技术 80,在校准时,在步骤 84 依照双能扫描过程/图像获取,在低能设定和高能设定的每个上采集 CT 图像数据。例如,低能图像能够在 65KeV 上采集并且高能图像能够在 130KeV 上采集,但认识到还能够使用其它适合的能级。

[0035] 在低能级和高能级的每个上采集 CT 图像数据时,在步骤 86 处理高能级图像数据以重构感兴趣区域的单色图像。然后在步骤 88 分析高能级图像以从高能图像中分割出斑块区域像素。由于在低能图像中浮散效应极小,所以从高能图像数据中选择出斑块区域像素。然后在步骤 90 处理低能级图像数据,以在低能设定(例如,65KeV)上产生整个 CT 图像,以便突出 CT 图像中血管/组织和造影剂的更好信噪比。即,在步骤 90 从低能级图像数据产生包括血管和其它组织以及高密度斑块沉积物的图像。这与图 5 所示的技术 60 相反,图 5 的技术 60 中选定的遮罩部分从低能级数据的图像重构中排除,使得只重构分图像。

[0036] 在产生整个 CT 图像时,在步骤 92 处理从高能级图像数据分割出的斑块区域像素并将其覆盖到单色低能级图像上。依照示范实施例,处理从高能级图像数据分割出的斑块区域像素并将其覆盖到产生的彩色的单色低能级图像。在可视化期间,斑块区域的彩色覆盖能够用按键或按钮选择进行选择性的 ON 和 OFF 显示。例如,在使用者准备测量狭窄度时该覆盖变为工作的。在步骤 94,执行变窄区域的测量,这种测量是通过使用者手动或自动(例如,通过图 1 的计算机 20)基于彩色斑块覆盖区域的范围来进行的。

[0037] 现在参考图 7,阐明了技术 100,其用于产生具有与血管中的高密度斑块相关联的最小化射束硬化的 CT 图像。依照技术 100,首先在步骤 102 执行校准以识别出将斑块沉积物成像中的射束硬化减到最小的最佳高单色能级。然后在步骤 104 依照双能扫描过程/图像获取在低能设定和最佳高能设定的每一个上采集 CT 图像数据。例如,能够在 65KeV 上采集低能图像并且能够在 130KeV 上采集高能图像,但认识到还可以使用其它适合的能级。

[0038] 在步骤 106,从在最佳高能级上采集的 CT 数据中识别出斑块区域的像素。在识别

出高能图像中的斑块区域的像素时,在步骤 108 将低能级图像数据中的斑块区域像素被隔离并重新投射到低能扫描数据使得产生“修改的低能图像数据”集。然后在步骤 110 通过重构该修改的低能级图像数据,诸如通过反投影技术,从而产生无斑块的图像。这种不包含斑块区域像素的低能级图像数据的重构将减少图像中的浮散效应或射束硬化,因为该图像由没有斑块数据的原始数据重构。在重构无斑块的图像时,在步骤 112 将来自高能级扫描的斑块像素添加到从低能级图像数据产生的无斑块的图像以作为 IBO 或射束硬化修正,从而产生提供更精确的狭窄度可视化的真实斑块修正的图像(或去除斑块的图像)。然后在步骤 114 基于重构图像进行对血管狭窄度的测量,这种测量步骤自动地或由系统操作员手动地执行。

[0039] 如上文所述,对于图 5-7 的技术 60、80、100 的每个来说,基于示出血管结构和斑块沉积物的重构图像能够进行血管狭窄度的测量。对于在技术 60、80、100 的每个中执行的狭窄度测量,或对于按标准采集的 CT 图像进行狭窄度的测量来说,可对狭窄度测量进行修正以修正重构图像中斑块沉积物数量的任何过高估计。即,通过修正在该图像能级通常看到的斑块沉积物的过高估计量,对 CT 图像上进行的狭窄度测量进行修改。通过使用双能 CT 关于在不同单色能级上产生的图像获得横跨斑块沉积物的轮廓(profile)的半最大全宽度(FWHM),并且比较那些 FWHM 轮廓与实际测量的斑块沉积物的尺寸,能够确定单色能级和浮散的量之间的关系。从使用双能 CT,看出对于所有的情形 FWHM 随着更高的能级而减少。除了指示浮散效应的 FWHM 上的单色能级的影响之外,使用临床可视化设定(包含这些样本的图像的窗口宽度和高度)以分析斑块沉积物轮廓,这进一步增强了 FWHM 和斑块沉积物的实际尺寸之间的这种关系。

[0040] 根据上文所述,通过考虑样本密度、尺寸以及可视化设定,能够预测在不同的单色能级上从斑块沉积物的实际测量值的斑块沉积物的轮廓测量值的误差。通过使用正确设计的仿真模型可容易地实验地将该信息制成列表,该仿真模型能够用作 CT 系统的校准步骤。

[0041] 现在参考图 8,阐述了依照本发明的实施例用来修正狭窄度测量的技术 120。依照技术 120,在步骤 122 首先基于血管和其中斑块沉积物的重构 CT 图像进行血管狭窄度的测量,这种测量步骤或者自动地或者由系统操作员手动地执行。在测量血管狭窄度时,在步骤 124 访问查找表,其关于在多个图像能级的每个上通常看到的斑块沉积物过高估计量。查找表中的这类相关性可基于先前的校准/试验,该校准/试验比较不同单色能级上产生的图像的横跨斑块沉积物的轮廓的 FWHM 和实际测量的斑块沉积物的尺寸,能够确定单色能级和浮散量之间的关系。查找表基于采集图像数据所处的图像能级提出了对血管狭窄度的建议性修正,并且在步骤 126 应用该修正以产生修正的血管狭窄度的测量。

[0042] 依照技术 120 的一个备选实施例,认识到经由方程式而非访问查找表能够确定对测量的血管狭窄度的修正。这种方程式考虑了测量误差、使用的图像窗宽和窗高临床可视化设定、以 hounsfield 单位(HU)计的斑块物质密度以及测量的图像的能级之间的关系。

[0043] 依照本发明的另一个实施例,认识到在图 5-7 的技术 60、80、100 的每个中能够执行另外的步骤(例如,除基于 FWHM 的技术之外)以细化识别/分割出的斑块沉积物的像素。例如,能够对识别/分割出的斑块沉积物像素执行去卷积过程以使得细化为系统传递函数所细化的识别出的斑块物质。采用所使用的重构核心的点扩展函数来应用去卷积。因此,在隔离/分割所识别的钙区域之后在高压下对这样的识别的钙区域的去卷积修正或细

化了识别的钙,然后将修正的信息加到低能图像,使得在最终图像中提供更加精确的高密度钙沉积物的尺寸,并且使得能执行更精确的狭窄度的测量。

[0044] 在图 5-7 所阐述的技术 60、80、100 的每个中,认识到能够进行对技术的另外的精练和 / 或变更以改进狭窄度的可视化和量化过程。例如,可以使用来自低 KeV 图像的中心线信息,随同重新使用在其它能级上的其它共同点以便可视化和比较在不同方位的血管,而无需再处理具有在所有 KeV 设定下的对比度的血管中心线。能够使用最佳对比级图像以得到最精确的中心线跟踪,并且结果可用于所有其它 KeV 设定,从而允许对血管参数的改进量化。

[0045] 对所公开方法和设备的技术贡献在于提供了用于双能 CT 能谱成像的计算机实现的方法和设备,该双能 CT 能谱成像提供了准确的血管狭窄可视化和量化。

[0046] 本领域技术人员将理解本发明的实施例可以由具有存储于其上的计算机程序的计算机可读存储介质接口并控制。计算机可读存储介质包括多个元件,诸如一个或多个电子元件、硬件元件和 / 或计算机软件元件。这些元件可包括一个或多个计算机可读存储介质,其通常存储诸如软件、固件和 / 或用于执行序列的一个或多个实现或实施例的一个或多个部分的汇编语言的指令。这些计算机可读存储介质通常是非暂时的和 / 或有形的。这种计算机可读存储介质的实例包括计算机和 / 或存储装置的可记录数据存储介质。计算机可读存储介质例如可采用磁的、电的、光的、生物的和 / 或原子的数据存储介质中的一个或多个。另外,这类介质例如可以采用软盘、磁带、CD-ROM、DVD-ROM、硬盘驱动器和 / 或电子存储器的形式。本发明的实施例可以使用未列出的其它形式的非暂时的和 / 或有形的计算机可读存储介质。

[0047] 在系统的一种实现中能够组合或分开许多这类元件。另外,如本领域技术人员会理解,这类元件可包括一组及 / 或一系列的以许多编程语言的任一种编写或实现的计算机指令。

[0048] 因此,依照本发明的一个实施例,CT 系统包括具有接收要扫描患者的开口的可旋转扫描架以及定位在可旋转扫描架上并配置为朝着患者的感兴趣区域投射 x 射线的 x 射线源,该感兴趣区域包括处于变窄状态并在其中具有斑块物质的血管。CT 系统还包括定位在可旋转扫描架上并定位来接收由 x 射线源发射且由感兴趣区域衰减的 x 射线的 x 射线探测器以及可操作地连接到 x 射线探测器上的数据采集系统 (DAS)。CT 系统还包括计算机,其编程为在第一色度能级上获得感兴趣区域的第一 CT 图像数据集,在高于第一色度能级的第二色度能级上获得感兴趣区域的第二 CT 图像数据集,以及通过分析第二 CT 图像数据集识别出感兴趣区域中的斑块物质。

[0049] 依照本发明的另一个实施例,非暂时的计算机可读存储介质具有存储于其上的计算机程序,其包括指令,当指令由计算机执行时,使计算机引起计算机断层扫描 (CT) 系统中的 x 射线源以第一色度能级和第二色度能级的每个在相应的第一和第二扫描期间朝着患者发射 x 射线,其中第二色度能级高于第一色度能级。指令还使得计算机从相应的第一和第二扫描获得关于患者感兴趣区域的第一 CT 图像数据集和第二 CT 图像数据集,其中该感兴趣区域包括处于变窄状态并在其中具有高密度斑块物质的血管。指令还使计算机执行对第二 CT 图像数据集的分析以隔离出对应于感兴趣区域中高密度斑块物质的像素,从包括至少血管图像的第一 CT 图像数据集重构感兴趣区域的分图像和全图像之一,并将对应

于高密度斑块物质的隔离像素应用到由第一 CT 图像数据集产生的分图像和全图像之一以产生感兴趣区域的最终图像。

[0050] 依照本发明的又一个实施例,一种能谱计算机断层扫描(CT)成像方法包括在低色度能级上采集患者感兴趣区域的第一 CT 图像数据集的步骤,其中感兴趣区域包括处于变窄状态并在其中具有高密度斑块物质的血管结构。该方法还包括在高色度能级上采集感兴趣区域的第二 CT 图像数据集以及分析第一 CT 图像数据集以识别对应于感兴趣区域中血管结构的像素的步骤,其中高色度能级相比低色度能级处在增加的能级上。该方法还包括分析第二 CT 图像数据集以识别对应于血管结构中高密度斑块沉积物的像素以及从第一 CT 图像数据集中识别出的对应于血管结构的像素和第二 CT 图像数据集中识别出的对应于高密度斑块沉积物的像素重构感兴趣区域图像的步骤。

[0051] 该书面描述使用实例以公开本发明,包括最好的模式,也能够使本领域的任何技术人员实施本发明,包括制作和使用任何装置或系统以及执行任何结合的方法。本发明可授权范围由权利要求限定,并且可包括本领域技术人员想到的其它实例。这种其它的实例,如果它们具有与权利要求的语言文字没有差别的结构元件,或如果它们包括与权利要求的语言文字无本质差别的等同结构元件,那么它们落入权利要求的范围内。

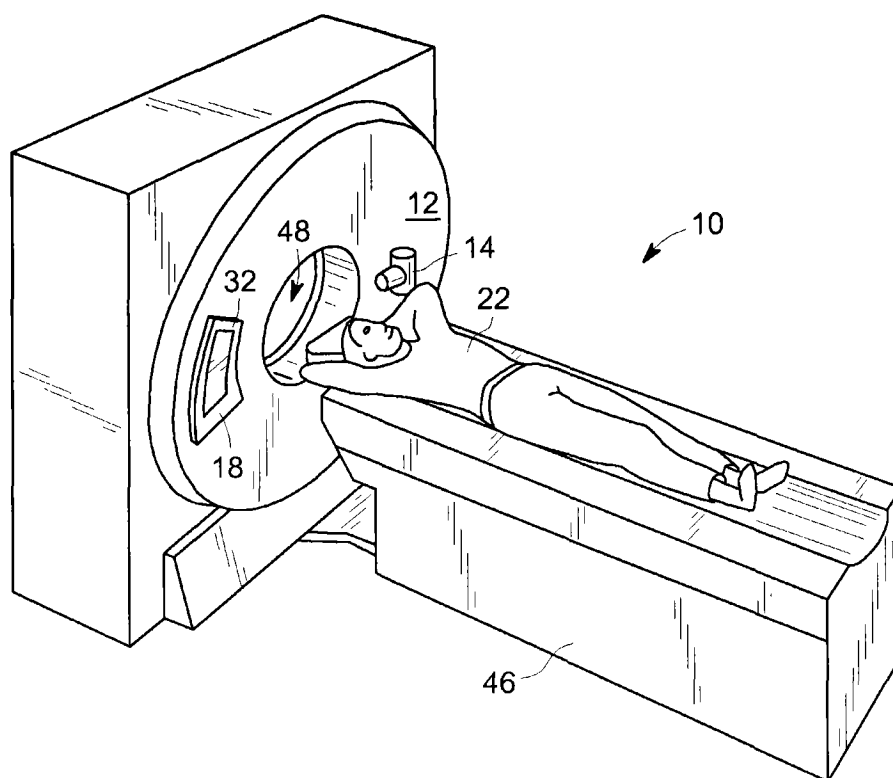


图 1

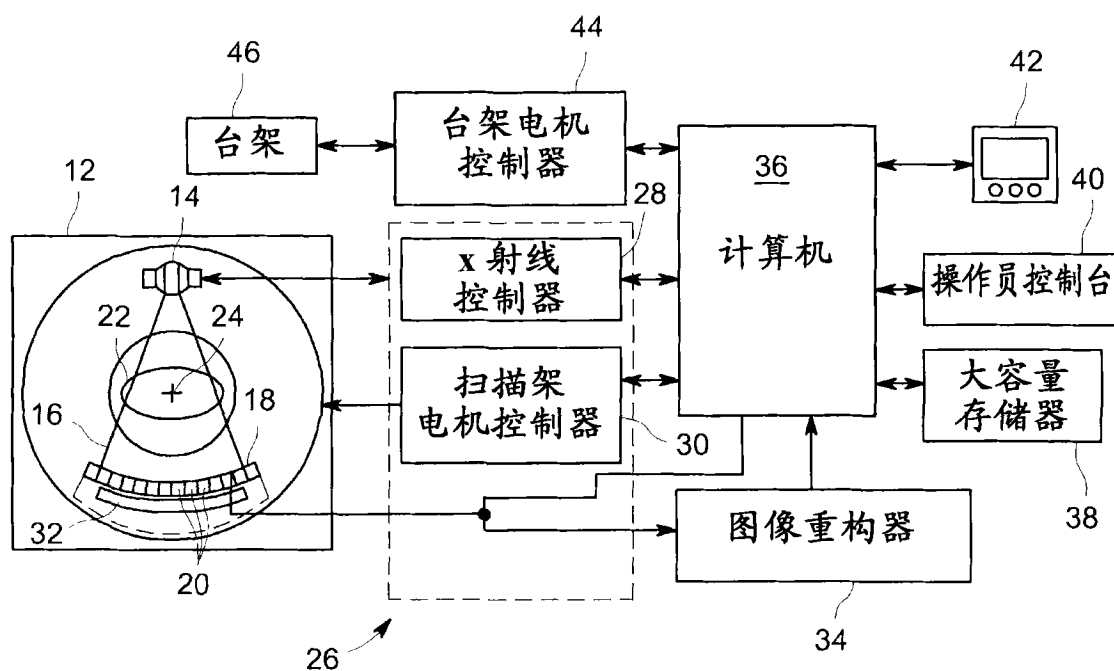


图 2

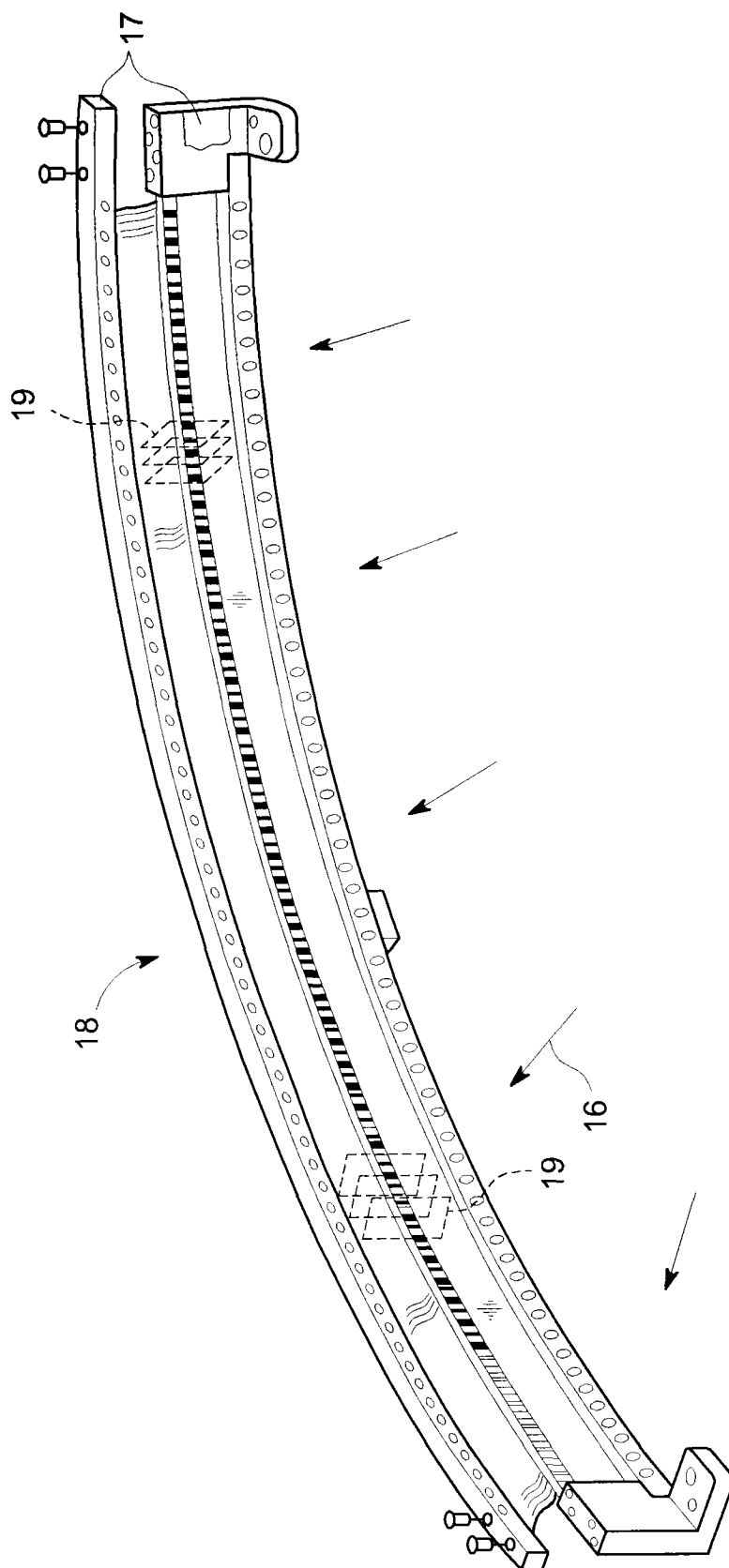


图 3

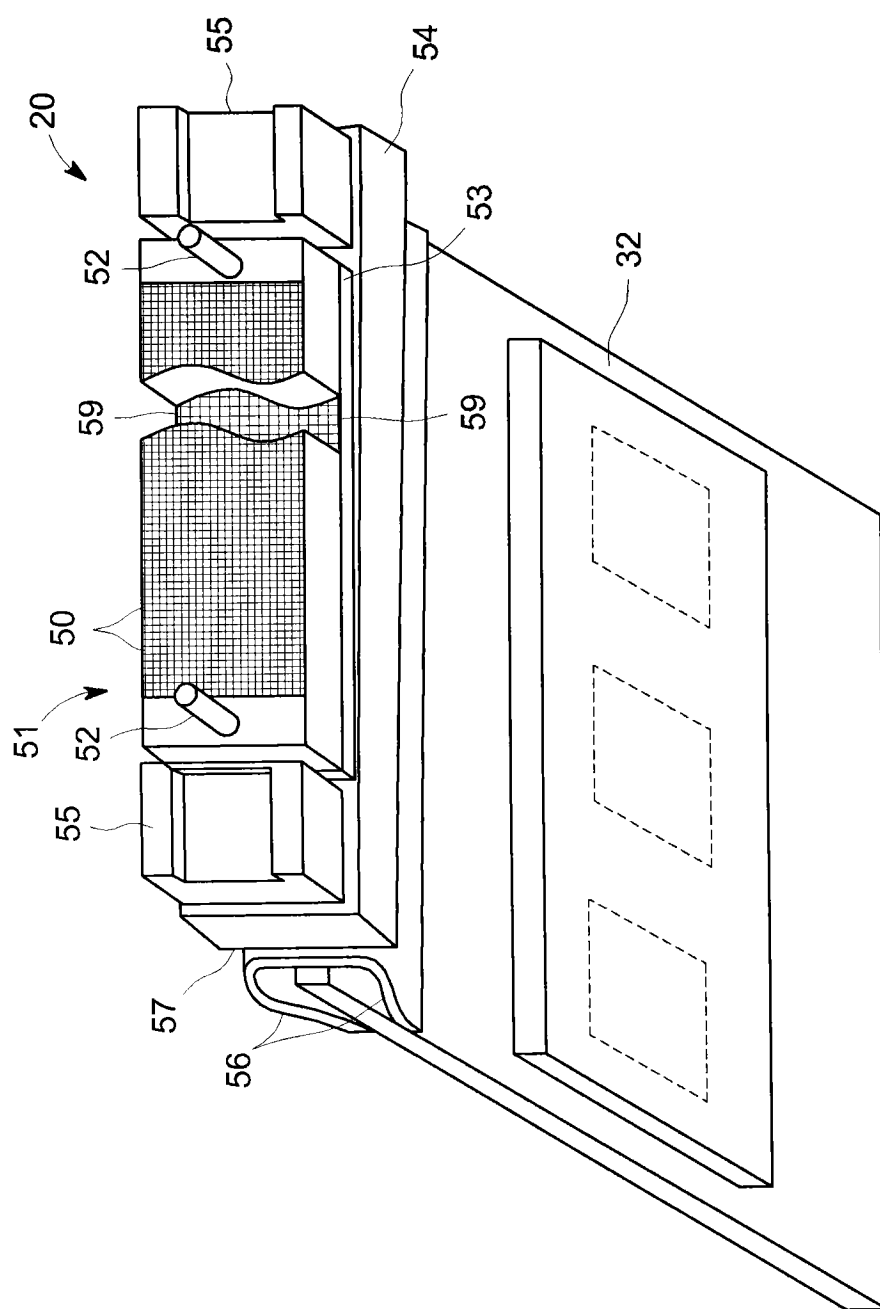


图 4

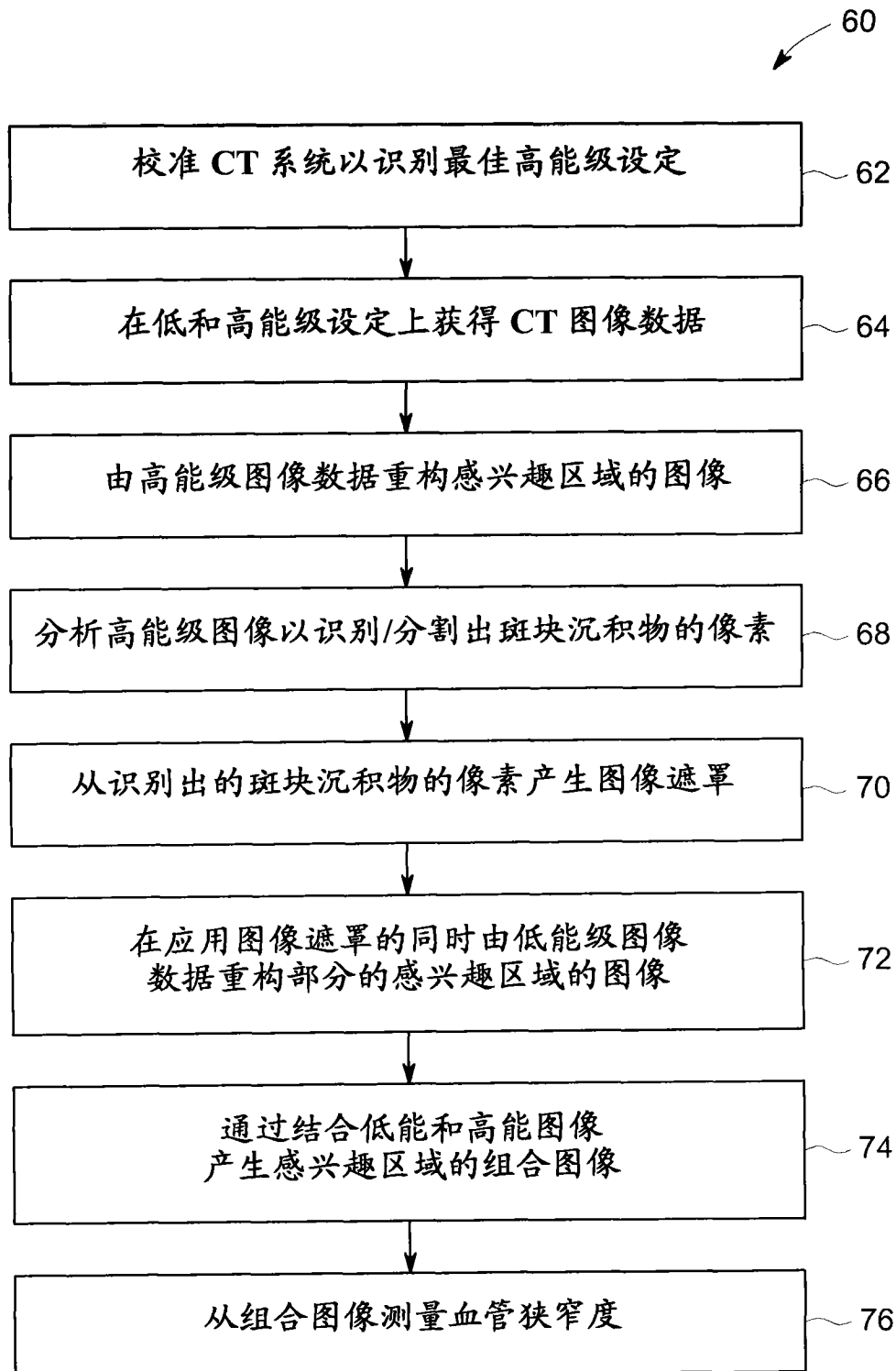


图 5

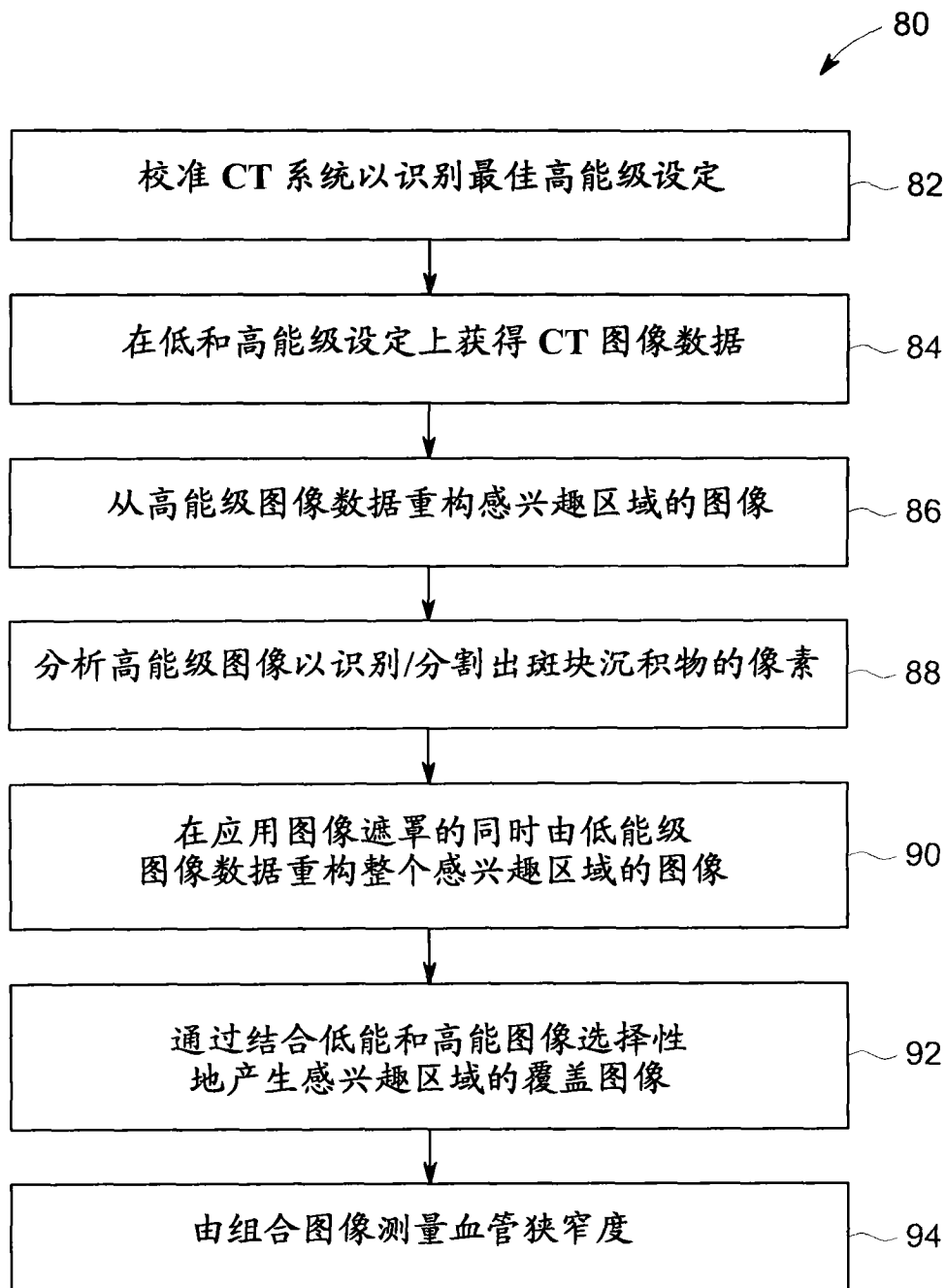


图 6

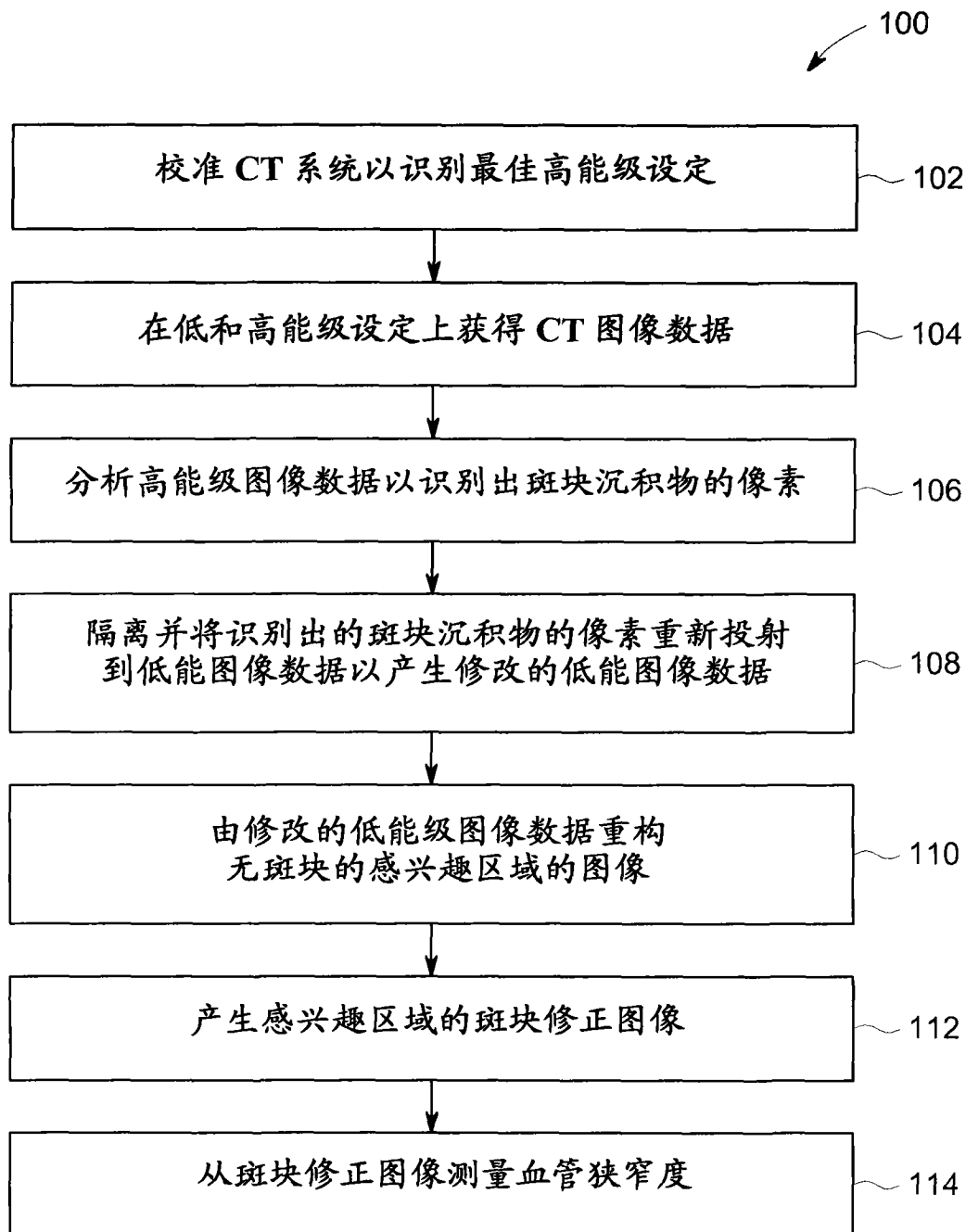


图 7

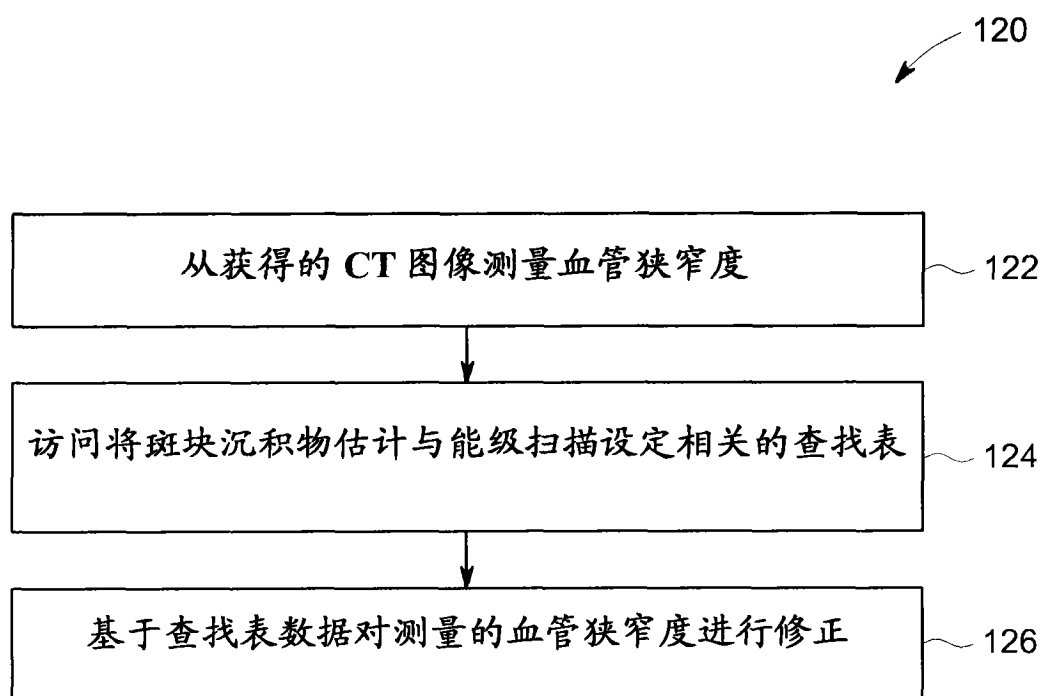


图 8