



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 112513925 B

(45) 授权公告日 2024.03.08

(21) 申请号 201980050715.9

(22) 申请日 2019.07.23

(65) 同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 112513925 A

(43) 申请公布日 2021.03.16

(30) 优先权数据  
18186810.0 2018.08.01 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日  
2021.01.29

(86) PCT国际申请的申请数据  
PCT/EP2019/069853 2019.07.23

(87) PCT国际申请的公布数据  
W02020/025403 EN 2020.02.06

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司  
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 Z·罗曼 S·戈特曼

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

专利代理师 刘兆君

(51) Int.Cl.  
G06T 11/00 (2006.01)

(56) 对比文件  
CN 103892859 A, 2014.07.02  
CN 104199088 A, 2014.12.10  
CN 103536306 A, 2014.01.29  
CN 104939848 A, 2015.09.30  
CN 103366331 A, 2013.10.23  
CN 103913472 A, 2014.07.09  
CN 101277648 A, 2008.10.01  
EP 3316214 A1, 2018.05.02  
JP 2014166351 A, 2014.09.11  
US 2018061031 A1, 2018.03.01  
CN 101504766 A, 2009.08.12  
CN 104751429 A, 2015.07.01 (续)

审查员 王兴伟

权利要求书2页 说明书14页 附图5页

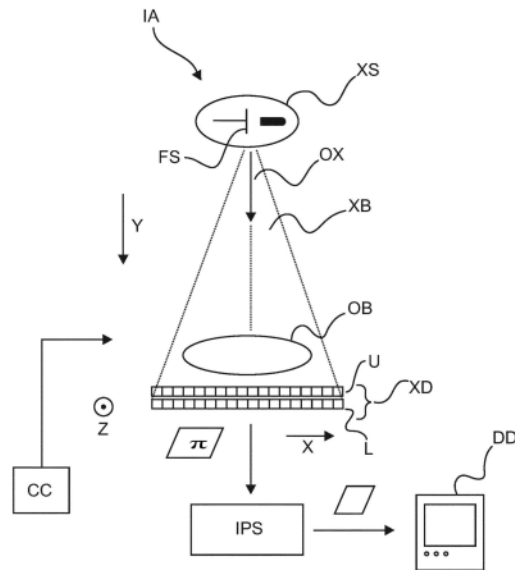
(54) 发明名称

图像处理系统、成像装置和图像处理的方法

(57) 摘要

一种图像处理系统 (IPS), 包括: 输入接口 (IN), 其用于接收针对将由成像装置 (IA) 捕获的感兴趣解剖结构的图像数据可视化的请求。能量值确定器 (EVD) 被配置为基于所述图像数据、不同的图像数据或上下文数据中的至少一项来确定用于根据所述图像数据来形成单色图像的能量值。由能量值确定器 (EVD) 进行确定基于拟合到图像数据的能量曲线。所述图像数据形成从感兴趣解剖结构采集的一系列截面图像的部分或者这样的截面图像能够从图像数据导出。所述截面图像涉及解剖结构的不同位置 (z)。将能量曲线拟合到分配给不同位置 (z) 的至少一个子集的能量值控制点。每个能量值控制点表示不同位置的子集中的相应一个的相应的已知能量值。所

述系统允许针对任何位置 (z) 高效且自动地计算能量值。



CN 112513925 B

[接上页]

**(56) 对比文件**

CN 104105445 A, 2014.10.15

CN 107847209 A, 2018.03.27

CN 104599260 A, 2015.05.06

CN 105659296 A, 2016.06.08

US 2010310036 A1, 2010.12.09

JP 2014144274 A, 2014.08.14

WO 2017072326 A1, 2017.05.04

1. 一种图像处理系统 (IPS), 包括:

输入接口 (IN), 其用于接收针对将由被配置用于谱成像或双能量成像的成像装置 (IA) 捕获的感兴趣解剖结构的图像数据可视化的请求;

能量值确定器 (EVD), 其被配置为基于所述图像数据、不同的图像数据或上下文数据中的至少一项来确定能量值, 以及

图像合成器, 其被配置为基于所确定的能量值来根据所述图像数据形成单色图像;

其中, 由所述能量值确定器 (EVD) 进行的所述确定是基于拟合到所述图像数据的能量曲线的; 其中, 所述图像数据形成所采集的所述感兴趣解剖结构的一系列截面图像的部分, 或者这样的截面图像能够从所述图像数据得出, 所述截面图像与所述感兴趣解剖结构的沿着成像轴 (Z) 的不同成像位置有关, 所述能量曲线被拟合到被分配给所述不同成像位置的至少一个子集的能量值控制点, 每个能量值控制点表示不同成像位置的所述子集中的相应的子集的相应的已知能量值。

2. 根据权利要求1所述的图像处理系统, 包括可视化器 (VIZ), 所述可视化器被配置为实现所述单色图像在显示设备 (DD) 上的可视化。

3. 根据权利要求1或2所述的图像处理系统, 包括组织类型确定器 (TTD), 所述组织类型确定器被配置为确定由所述截面图像中的相应的截面图像表示的或者能够从所述上下文数据或其他上下文数据导出的一种或多种相应的组织类型, 并且其中, 能量值控制点对应于所确定的组织类型中的相应的一种或多种。

4. 根据权利要求3所述的图像处理系统, 其中, 所述能量曲线是S形曲线。

5. 根据权利要求1或2所述的图像处理系统, 其中, 所述感兴趣解剖结构是人类或动物患者的头部。

6. 根据权利要求1或2所述的图像处理系统, 包括用户接口 (UI), 所述用户接口被配置为允许用户调整所确定的能量值。

7. 根据权利要求1或2所述的图像处理系统, 其中, 所述图像数据包括谱信息, 所述图像数据通过双能量成像或谱成像获得。

8. 一种用于提供图像数据的成像装置 (IA) 并且所述装置 (IA) 包括根据权利要求1-7中的任一项所述的系统。

9. 一种图像处理的方法, 包括以下步骤:

接收 (S510) 针对将由被配置用于谱成像或双能量成像的成像装置 (IA) 捕获的感兴趣解剖结构的图像数据可视化的请求; 以及

基于至少所述图像数据、不同的图像数据或上下文数据来确定 (S530) 用于根据所述图像数据来形成单色图像的能量值;

基于所确定的能量值和所述图像数据来形成 (S540) 所述单色图像, 其中, 所述能量值的确定基于拟合到所述图像数据的能量曲线;

其中, 所述图像数据形成所采集的所述感兴趣解剖结构的一系列截面图像的部分, 或者这样的截面图像能够从所述图像数据导出, 所述截面图像与所述感兴趣解剖结构的沿着成像轴 (Z) 的不同成像位置有关, 所述能量曲线被拟合到被分配给所述不同成像位置的至少一个子集的能量值控制点, 每个能量值控制点表示不同成像位置的所述子集中的相应的子集的相应的已知能量值。

10. 一种包括指令的计算机可读介质,所述指令在由至少一个处理单元(PU)执行时适于使所述处理单元(PU)执行根据权利要求9所述的方法。

## 图像处理系统、成像装置和图像处理的方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及图像处理系统、图像处理方法、成像装置、计算机程序单元以及计算机可读介质。

### 背景技术

[0002] 在医学多能量CT(计算机断层扫描)成像中,例如双能量CT,可提供超出标准能量整合CT成像的其他诊断功能。

[0003] 可通过多能量CT成像扫描器生成的一种特别有用的图像是虚拟的与能量无关的(单能量或单色)图像。通过应用不同的能量(keV)设置来生成这样的图像,与标准能量整合CT相比,可以获得许多好处。例如,相对较高的能量值图像(高于70keV)较不容易出现束硬化伪影。另一方面,相对较低的能量值图像(低于70keV的图像)可以提供改进的低对比度结构分辨率和可视化。这在脑成像中可能有用,可以更好地区分脑灰质和脑白质。同样,使用相对较低的能量值图像可以改善例如在成像之前或期间向患者施予的碘造影剂的可视化。

[0004] 在当前的多能量CT放射学诊断阅读实践中,当针对一系列图像查看单色图像时,用户(例如放射科医师)要么查看多个图像数据集(每个图像数据集都具有特定的keV设置),要么手动更改keV设置(如果在专用的双能工作站上工作的话)。

[0005] 这些例行工作正在增加图像数据集的生成,或对诊断路径工作流程产生负面影响。

[0006] 专利申请US2010/310036描述了从多能量CT扫描生成并显示针对期望的解剖结构调整的虚拟单色图像。用户交互是通过用户界面进行的,例如,输入所需的能量或能量曲线。

[0007] 专利申请W02016/035048A1描述了在用户输入图像时根据谱CT扫描来生成和显示虚拟单色图像,例如,根据混合图和曲线。

[0008] 专利申请EP3316214A1描述了根据多能CT图像生成并显示虚拟单色图像,例如,根据用户输入的权重。

### 发明内容

[0009] 因此,可能需要改进对放射成像的处理。

[0010] 本发明的目标通过独立权利要求的主题得以解决,其中,在从属权利要求中并入了另外的实施例。应该指出,以下描述的本发明的方面同样地应用于图像处理系统、图像处理系统、计算机程序单元以及计算机可读介质。

[0011] 根据本发明的第一方面,提供了一种图像处理系统,包括:

[0012] 输入接口,其用于接收针对将由被配置用于谱成像或双能量成像的成像装置捕获的感兴趣解剖结构的图像数据可视化的请求;以及

[0013] 能量值确定器,其被配置为基于所述图像数据、不同的图像数据或上下文数据中的至少一项来确定用于从图像数据形成单色图像的能量值,

[0014] 其中,由所述能量值确定器进行的所述确定基于拟合到所述图像数据的能量曲线;其中,所述图像数据形成从感兴趣解剖结构采集的一系列截面图像的部分,或者这样的截面图像能够从所述图像数据得出,所述截面图像与解剖结构的不同位置(Z)有关,所述能量曲线被拟合到被分配给所述不同位置(Z)的至少一个子集能量值控制点,每个能量值控制点表示不同位置的所述子集中的相应的一个子集的相应的已知能量值。

[0015] 所述不同的图像数据可能源自不同的成像模态。所述不同的图像数据可以被配准到所述图像数据。所述上下文数据可以描述所述图像数据。当捕获所述图像数据时,可以从成像装置使用的成像协议中查询所述上下文数据。可以通过合适的查询接口从病历、数据库或与所述图像数据相关联的头文件中查询所述上下文图像数据。所述上下文数据可以由系统的用户(例如放射线医师)通过合适的用户接口提供。

[0016] 在实施例中,所述图像处理系统包括图像合成器,所述图像合成器被配置为基于所确定的能量值和图像数据来形成单色图像。针对任何给定的能量值(优选地以keV指定),可以根据特别是在双能量或光子计数成像的背景下获得的至少两个基础图像来组合任何期望的单色图像。

[0017] 在实施例中,所述图像处理系统包括可视化器,所述可视化器被配置为实现所述单色图像在显示设备上的可视化。

[0018] 由所述能量值确定器进行的所述确定基于拟合到所述图像数据的能量曲线。使用这样的曲线,可实现高响应性,以快速返回经调整的能量设置以进行显示。

[0019] 优选地,仅将能量值控制点分配给图像数据的不同位置的真子集(在实施例中,少至两个或三个)。截面图像的系列(在本文中也称为切片)可以一起形成3D图像体积,所述3D图像体积包括感兴趣解剖结构的项或体素值的表示。切片可以涉及不同的轴向取向,例如可以从已知的重新格式化技术获得。然后,所述曲线可用于针对任何位置(尤其是(已将(已知)能量值控制点分配给的位置之外的)位置)有效且快速地计算出相应的能量值,基于所述位置可以针对所述位置形成单色图像。能量值控制点可以由推荐用于观察组合的特定组织类型的先验已知的keV值形成。这些可以从医学知识库、医学参考工作或医学知识的其他来源获得。

[0020] 在实施例中,图像处理系统包括组织类型确定器,所述组织类型确定器被配置为确定一种或多种相应的组织类型,这些组织类型由截面图像中的相应一个来表示或能够从所述上下文数据或其他上下文数据导出,并且其中,能量值控制点对应于所确定的组织类型中的一种或多种。

[0021] 组织类型确定可以包括图像处理技术,例如形态图像处理和/或分割等。可以将图像值与对于组织类型(例如,骨骼、灰质或白质、脂肪、肌肉或其他任何感兴趣组织类型)特征化的已知值进行比较。如所提及的,在(或不同的)上下文数据之前可以包括以图像协议数据结构或元数据(例如,诸如DICOM的数据头文件或其他)编码的信息。

[0022] 在实施例中,所述曲线是连续曲线,诸如S形曲线。

[0023] 在实施方式中,所述感兴趣解剖结构是人或动物的头部。

[0024] 在实施例中,所述系统包括被配置为允许用户调整所确定的能量值的用户接口。这使用户可以覆写系统计算的值。

[0025] 在实施例中,所述图像数据包括谱信息,或者这样的数据能够从其导出,所述图像

数据是通过双能量或谱成像获得的。

[0026] 根据另一方面,提供了一种用于提供图像数据的成像装置以及包括根据前述实施例中的任一项所述的系统的设备。

[0027] 根据另一方面,提供了一种图像处理方法,包括以下步骤:

[0028] 接收针对将由被配置用于谱成像或双能量成像的成像装置捕获的感兴趣解剖结构的图像数据可视化的请求;以及

[0029] 基于所述图像数据、不同的图像数据或上下文数据中的至少一个来确定用于根据所述图像数据来形成单色图像的能量值。

[0030] 所述方法包括基于所确定的能量值和图像数据来形成单色图像。所述能量值的确定基于拟合到所述图像数据的能量曲线。所述图像数据形成从感兴趣解剖结构采集的一系列截面图像的部分,或者这样的截面图像可从所述图像数据导出,所述截面图像与解剖结构的不同位置(Z)有关,所述能量曲线被拟合到被分配给所述不同位置(Z)的至少一个子集能量值控制点,每个能量值控制点表示不同位置的子集中的相应的一个的相应的已知能量值。

[0031] 在实施例中,所述图像数据是在图像域中或在投影域中的。在后一种情况下,可以通过合适的重建算法从投影数据导出图像域中的截面图像。

[0032] 根据另一方面,提供了一种计算机程序单元,其在由至少一个处理单元执行时,适于使处理单元执行所述方法。

[0033] 根据另一方面,提供了一种其上存储有程序单元的计算机可读介质。

## 附图说明

[0034] 现在将参考附图描述本发明的示范性实施例,其中,

[0035] 图1是X射线成像装置的示意性框图;

[0036] 图2是图像处理系统的示意性框图;

[0037] 图3A、3B图示了拟合到图像数据的示例性能量曲线;

[0038] 图4是通过所提出的图像处理系统和方法可获得的示例性CT X射线图像;并且

[0039] 图5是图像处理方法的流程图。

## 具体实施方式

[0040] 参考图1,这是包括X射线成像装置1A和图像处理系统IPS的X射线成像装置的示意图。

[0041] 成像处理系统被配置为处理由成像装置1A提供的图像数据IM,如将在下面进一步详细解释的。

[0042] 首先转向成像装置1A,这在图1中以示意性侧视图示出。成像装置1A的实施例包括被配置用于体积(即3D)成像的那些成像装置,例如C型臂成像装置,CBCT(锥形束CT)扫描器,CT扫描器或被配置用于断层合成或准3D的乳房摄影装置。替代地,本文中还想设想了被配置用于(平面)2D射线照相的实施例。在下文中,将主要参考CT实施例,但是,再次,这仅是示例性的,并且绝不是限制性的。

[0043] 仍然优选地,成像装置1A被配置用于谱或双能量成像。换句话说,由成像装置1A产

生的图像数据包括谱数据,以下对谱数据进一步描述。

[0044] 继续参考图1,以成像轴Z的横截面示出了可成像物体OB。在图1中,成像轴Z延伸到绘图平面中。尽管本文设想的X射线成像仪的主要应用是在医学领域,但本文不排除非医学方面的情况,例如非破坏性材料测试或行李检查等。因此,术语“对象OB”在本文中在一般意义上包括有生命的“对象”,例如人类或动物患者或者其解剖部分,但是也包括无生命对象。

[0045] 更加详细地,X射线成像装置IA包括X射线源XS和X射线敏感探测器XD。在使用中,对象OB沿Z轴被定位于X射线源XS和X射线探测器XD内的检查区域中。检查区域形成3D空间的一部分,其在本文中也称为图像域。如果对象OB是人类患者,则其纵轴在图像域中沿着Z轴延伸。为了更好的软组织分辨率,可以在成像之前或期间施予造影剂。设想的造影剂类型可以包括碘、钡等或其混合物。

[0046] X射线源XS被激励以产生X射线束XB,所述X射线束XB从一个或多个源XS的焦点FS发出并且穿过检查区域并且因此穿过对象OB的至少感兴趣区域。在图1中,OX是光轴,并且是X射线束XB的主传播方向,其中,轴Y平行于OX。具体地,光轴OX从焦点FS延伸到探测器XD,并且在一点处与探测器D相交。探测器XD的图像平面具有坐标x,z,其中轴X正交于成像轴Z,并且两个轴X,Z均正交于光轴OX或轴Y。

[0047] X射线与对象OB的物质(例如,组织、骨骼等)相互作用。在相互作用之后,X射线出现在对象OB的远侧,然后撞击在X射线探测器XD上。由探测器XD探测撞击的X射线并将其转换为电信号。电信号由合适的模数AD转换电路(未示出)转换成投影数据 $\pi$ ,其然后可以由图像处理器IPS处理成X射线图像,这将在下面更详细地说明。X射线图像能够揭示成像对象OB的内部细节。这可以帮助对成像对象OB的诊断和治疗或其他检查。可视化器VIZ将X射线图像的图像值映射为彩色或灰度值。颜色或灰度值然后可以由视频电路处理,所述视频电路驱动一个或多个显示设备DD,从而实现在一个或多个显示设备DD上显示X射线图像。所显示图像的外观可以例如由用户或通过窗口/水平设置自动调整。这些设置可以通过(一个或多个)适当的用户接口来调整。窗口/水平设置规定了将图像值映射到灰度值或颜色值的(一个或多个)区间的方式。

[0048] X射线图像可以被存储在HIS(医院信息系统)的PACS(图片存档及通信系统)中或其他存储器或数据库中,或者以其他方式被进一步处理。

[0049] 现在更详细地转到投影数据的处理,在实施例1中,成像装置IA的信号处理链可以包括运行重建算法的重建器RECON,所述重建算法例如滤波反投影、迭代、代数或其他重建算法。基于该算法,重建器RECON将位于探测器XD的图像平面中的投影数据 $\pi$ 转换成一个或多个切片图像,这些切片图像定位于与探测器的图像平面垂直的各个平面(在图像域中)。因此,重建器将来自投影域的投影图像 $\pi$ 映射到图像域中的切片图像。将理解的是,通常对于成像轴Z上的每个成像位置,从对象的不同方向采集多个投影图像,并且重建器RECON针对沿着成像轴Z的每个成像位置产生各自的切片图像。在CT中,通过旋转布置实现从不同方向的采集,其中,X射线源和/或探测器绕对象OB旋转,以沿不同方向采集该组多个投影图像 $\pi$ 。在旋转期间或在旋转之间,在对象与源和/或X射线探测器之间沿Z轴存在相对的横向运动。在一个类似CT的实施例1中,横向运动是通过在成像期间沿Z轴前进检查台(患者OB中位于其上)来实现的。

[0050] 沿着成像轴Z的所有覆盖成像位置的切片图像形成感兴趣解剖结构的3D图像体积

V。感兴趣解剖结构可以是患者的头部、胸部、心脏等。体积的空间覆盖范围(或长度)优选地与感兴趣解剖结构的纵向范围相称。

[0051] 在CT或类似的体积成像模态中,每个切片图像中的图像值对应于图像域中的不同位置。每个位置可以被称为体素坐标。体素坐标既指定图像值,又指定3D在检查区域中分配该图像值的位置。每幅图像是位于平面X,Y中沿轴的特定成像位置z的切片图像。因此,每幅切片图像与唯一的成像位置z相关联。因此,每个体素在给定平面中的z处包含一个z坐标和两个坐标x,y。当参考特定切片图像中的图像位置x,y(在z处)时,在所述位置处的图像值也可以称为“像素”。在标准格式化中,体积V中的切片平面垂直于成像轴Z。然而,可以使用重新格式化部件(未示出)来重新格式化切片图像。重新格式化工具可以被布置在软件中以运行重新格式化算法,以从标准体积V计算垂直于新的、用户可指定的、与成像轴Z不同的轴Z'的切片图像的新的系列。新的轴不平行于标准成像轴Z。以这种方式,用户可以例如将颅头图像重新格式化为横断图像等。

[0052] 操作控制台CC允许用户启动成像和/或设置成像参数,例如以下任意一项或多项:扫描类型,身体部位和X射线源(管)的XR设置,例如,mA、mAs、kVp,旋转时间,准直设置,间距等。

[0053] X射线管包括阳极和阴极。在阴极生成的电子从阴极发出并向阳极加速。电子与阳极材料相互作用以引起X射线辐射。mA、mAs与阴极电流的安培数和激活时间有关,而kVp与X射线管XR的阳极和阴极之间的最大电压有关。mA、mAs和kVp这三个设置确定发出的X射线束中光子的能量(keV)。因此,这些设置可以称为keV设置。“扫描类型”可以是螺旋形或轴向的,和/或可以指定要成像的解剖结构,例如胸部、肺部、肺栓塞、心脏等。“螺距”是多层螺旋CT中的参数,并且定义为工作台增量与探测器准直的比率。

[0054] 探测器XD可以是平板探测器,但是本文中也设想弯曲的实施例。探测器XD可以是直接转换类型或间接转换类型。

[0055] 如所提及的,成像装置IA被配置用于谱或双能量成像。在一个实施例中,这是通过将探测器XD配置为用于双能量成像来实现的。在这种双能量成像配置的一些示例性实施例中,探测器XD包括两个不同的探测器层,一个U位于另一层L之上,如图1中示意性所示。两个探测器层L、U具有不同的辐射敏感度分布,换句话说,对不同能量的光子敏感。一层U对低能量(在此称为“低能量”)光子敏感,而另一层例如下层对高能量(在此称为“高能量”光子)敏感。低能量敏感层U可以布置在高能量敏感层L的顶部。

[0056] 在一个实施例中,探测器是间接转换类型的,并且两个探测器层U、L可以通过使用不同密度的材料来实现。例如,低密度材料可以用于低能量敏感部分,高密度材料可以用于高能量敏感层L。具体地说,低能量光子敏感探测器层U可以由钷基石榴石材料制成,而高能量敏感探测层可以由钆硫氧化物或其他合适的材料制成。通过使层U、L彼此叠置,可以实现自然且同时的配准。

[0057] 由两层U、L探测到的投影数据表示谱数据。从该谱数据,可以借助于图像合成器IS以计算方式导出在较高和较低能量之间的任何能量值E(以keV为单位)的虚拟单色图像。将理解的是,在如上所述的双层设置中,物理X射线源XR提供的谱通常是多色的。然而,虚拟单色图像可以通过具有适当权重的线性组合来得到,这将在下面更详细地说明。针对给定能量的单色图像表示将给定能量的概念性单色源用于曝光时可能获得的图像的近似值。可以

将概念上的单色源视为具有单个峰值能谱。

[0058] 具体地,可以通过重建器RECON将在针对高/低能量的相应层L、U处探测到的相应投影数据 $\pi$ 重建为两个基础切片图像。因此,体积V在每个位置z包括两个如此重建的基础切片图像。基础图像可以涉及两种不同的,各自的基础材料,例如先前引入患者体内的对比材料。替代地,两个基础图像可以涉及组织与辐射相互作用的两种不同方式,例如康普顿散射和光电吸收。这两种效应结合起来至少部分地计入了在射线XB与患者组织相互作用之后在探测器XD处观察到的X射线束XB的衰减。正如R Alvarez和E Seppi在“A Comparison of Noise and Dose in Conventional and Energy Selective Computed Tomography”,IEEE Transactions on Nuclear Science, Vol NS-26, No 2, 1979年4月[特别参见公式(1) - (3)]中所报道的,一旦获得了特定的两个能量的上下两个基础图像,就可以通过线性组合从两个基础图像中计算出上下能量之间任何其他能量的任何单能量图像。线性组合的权重是通过针对所需能量评估康普顿散射的已知能量依赖性和光电相互作用(例如吸收)的函数表达式而获得的。Alvarez方法和相关方法利用了衰减系数与能量有关的事实。

[0059] 将理解的是,如上所述的双能量设置也可以用传统的单层探测器来实现,在这种情况下,使用两个不同的X射线源,每个X射线源生成不同能量的辐射。作为另一变型,可以使用单个X射线源,但是可以将其切换为以不同的能量水平进行操作。在另一实施例中,使用了能够探测总能量谱(以每像素能量分箱直方图的形式)的光子计数探测器装置,可以从该总能量谱计算得出单能量图像。

[0060] 对于上能量和下能量之间的任何给定能量,能够产生(虚拟)单色图像是有用的,因为这允许针对希望成像的任何给定组织类型或组织组合产生具有高图像质量(“IQ”)的定制图像。IQ尤其可以通过单个噪声比,对比度噪声比(“对比度”)以及亮度或明度来量化。对于不同的能量水平,可以以不同的对比度表示不同的组织类型或其组合。更具体地,对于一种特定材料而言最佳的能量水平/设置可能不如另一种感兴趣材料低。

[0061] 所提出的成像布置不仅允许用户以用户可选择的能量值E(以keV为单位)来计算单色图像。所提出的图像处理器IPS还被配置为针对给定成像位置z处的任何给定图像切片自动选择能级。更具体地,本文提出针对给定的图像解剖结构和预期的观看目的自动选择最佳的keV值。这可提供更好的诊断读取工作流程,因为这消除了常规诊断读取过程中手动选择keV设置和生成多幅图像数据集的麻烦。

[0062] 所提出的图像处理系统的框图IPS基于解剖学或组织类型作为每个在不同z位置中的图像自动自适应能量设置在图2中被示出。如所描述的,图像处理系统IPS可以包括能够在不同的z位置处将投影 $\pi$ 图像重建为不同的切片图像(包括两个基础图像)的重建器RECON。在不同的z位置处的切片图像一起形成代表至少成像对象OB的感兴趣区域(ROI)的图像体积V。RECON是任选的,因为在离线实施例中,IPS可以在先前由重建器RECON重建的现有重建体积V上进行操作,这将在下面进一步解释。

[0063] 广泛地,在使用中,并假设已经重建了体积V,用户请求在沿着成像轴Z的给定位置z上查看某个切片图像。在输入端口IN接收所请求的位置z。组织类型确定器TTD然后建立在请求位置z处期望的组织类型或组织类型的组合。组织类型的信息可以间接地从上下文数据中采集,例如从所需的投影图像或重建的图像体积V中的DICOM元数据中采集。替代地,或者优选地,TTD使用分割或图像形态学处理来检查先前重建的图像所需位置z的图像体积。

在一个实施例中,通过将属于该位置的两个基础图像相加而在该位置处形成常规切片图像。常规切片图像可以通过将两个基础图像相加来形成。例如,通过将光电吸收图像和康普顿散射基础图像相加,可以得到与在射束XB的平均能量处的断层图像相对应的常规的CT断层图像。替代地,如果合适的话,在所请求的感兴趣位置 $z$ 处的两幅重建的基础图像中的任一幅可以用于组织类型确定。如果在接收到所请求的位置 $z$ 时不存在重建的体积,则可以在平片或定位扫描中获得用于组织确定的调查图像数据。平片或定位扫描是没有管XS旋转的平面采集,其中以比旋转采集期间更低的剂量采集低剂量图像。替代地,分割投影数据 $\pi$ 以识别组织类型可能就足够了。再替代地,通过不同的成像模态(例如,MRI或发射成像方模态SPECT、PET等)获得的先前图像可以用于确定位置 $z$ 处的组织类型。除了图像分割之外,形态学图像处理还用于确定(一种或多种)组织类型。

[0064] 然后由能量值确定器EVD导出对应于位置 $z$ 处确定的组织类型或组织类型组合的合适的能量值 $E$ ,其操作将在下面的图3中更充分地说明。所确定的能量值被转发到图像合成器IS,以从体积 $V$ 中的位置 $z$ 处的重建的基础图像合成图像,所述图像是自动确定的能量值的期望虚拟单色图像。

[0065] 然后可以由可视化器VIZ处理单色图像以产生灰度值或颜色值编码的单色图像的可视化,然后将其显示在显示设备DD上。转换为合适的图像值包括转换为亨氏单位HU、材料浓度MG/CC或影响的原子序数 $Z$ 中的任何一种。

[0066] 所确定的能量值可以由用户通过合适的用户接口UI来改变或覆盖。在这种情况下,图像合成器IS基于用户提供的新能量值重新计算单色图像。

[0067] 能量值确定器EVD可以基于医学参考记录来检索单色图像的能量值,所述医学参考记录列表或详细列出的合适的能量值以用于不同组织类型的观察。然而,优选地,并且如在优选实施例中所建议的那样,基于特定图像体积 $V$ 来计算能量曲线 $S$ 。由能量值确定器EVD执行的计算可以包括针对沿 $Z$ 的特定采样位置将曲线优选地仅拟合为少量(少至两个或三个)规定的能量值(本文中称为能量控制点)。曲线 $S$ 可以被拟合到任何数量的能量控制点。能量曲线描述了在相关轴 $Z$ 上的 $z$ 位置和与该位置相关联的能量值以及因此与在各个能量成像位置 $z$ 处的组织类型组成之间的函数关系。现在在图3A和3B中示意性地示出了这一点。上述实施例假定已经重建了体积,因此这些实施例可以称为离线实施例。还设想了实时或在线实施例,其中要形成体积的切片图像尚未被重建或没有被全部重建。在这种情况下,一旦请求了位置,就针对该位置以及至少一个或多个位置(例如三个或更多个或所有位置 $z$ )重建两个基础图像,以便能够可靠地拟合能量曲线 $S$ 。然后如上所述确定能量值,并且然后合成器IS针对确定的能量值计算单色图像。然后为用户显示单色图像。

[0068] 图3A示出了如本文所设想的能量曲线的示例,其中,能量值与给定体积 $V$ 中的各个 $z$ 位置(或切片编号 $\#$ )相关联。图3A中的示例是从头部或颅骨成像中绘制的,但是具有一般用途并且可以同等地用于其他解剖结构,或者甚至可以用于非医学环境。可以看出,存在两个恒定区域,分别分配了80keV和50keV的能量值。在组织类型恒定的两个区域之间,存在一个过渡区域,在该过渡区域中,能量值从一个规定值过渡到另一个。过渡区域对应于组织类型混合的区域。该过渡优选地是渐进的,并且在一个实施例中形成如图3A所示的S形曲线,而可以替代地使用其他函数类型,例如线性、分段线性、价格线性和常数、非线性、分段非线性等。该功能优选地能够对过渡进行建模。可以使用相同或不同函数类型的组合,例如不同

的S型函数之和。在此设想的S形函数的类型包括逻辑、双曲正切、反正切、古德曼函数等。也可以使用特定概率分布或密度函数。

[0069] 图3B进一步示出了在不同的z位置处的三个切片图像P1、M和P2的示例处的能量曲线S对z位置。组织类型恒定性的区域(例如图像P1和P2)对应于z位置,可以找到相对均匀的组织成分。换句话说,图像P1和P2形成相对“纯的”图像,其表示各自的纯的组织,对于这些纯的组织,各自的能量值 $e_1$ , $e_3$ 是已知的并且已经如此分配。在两个纯的图像P1和P2之间可以是表示组织类型的混合的混合图像M。

[0070] 如本文中所提出的,在给定纯的图像P1、P2的已知能量控制点的情况下,优选地连续的能量曲线S被拟合到其上,从而即使对于可能不容易知道最佳能量值的相应混合图像M也定义能量值 $e_2$ 。控制点可能不一定与纯图像P1、P2有关,而是与已知和/或可以得出其优选能量值的任何图像有关。

[0071] 然后在本文中提出使用组织类型确定器TTD来确定体积中的各幅图像的组织类型或组织组合,并且向与相对均质的组织成分有关的图像分配先验的已知能量值,其在本文中可称为能量控制点。然后,通过在特定(例如纯图像)P1、P2处通过先验已知值拟合曲线,对中间Z部分中剩余的混合图像进行插值。优选地并且在实施例, EVD被配置为还计算混合图像M所位于的至少一个位置或界面图像M'所位于的界面位置 $z_{IF}$ 的控制点能量值。界面图像M'是表示两种不同组织类型相遇的位置的图像,优选地具有明显的X射线衰减。这种界面位置的一个示例是脑成像中后颅窝区域的尾端。后颅窝区域对于脑成像是有利的,因为与头部的其余部分相比,后颅窝区域被相对坚硬且块状的骨组织围绕,从而导致明显的衰减差异。

[0072] IPS可以被集成到成像装置IA中,或者可以被布置在与成像装置IA相关联的通用计算系统中。图像处理器IPS可以被实现为驻留在与成像装置相关联的工作站上的软件模块,或者图像处理系统IPS可以以云架构被实现并且分布在一个或多个计算系统中,例如服务器,其在成像装置IA的远程。在后一种情况下,投影图像 $\pi$ 通过无线或有线通信网络转发到实现图像处理系统IPS的一个或多个计算单元PU。

[0073] 一些或所有部件可以被布置为诸如适当编程的FPGA(现场可编程门阵列)的硬件或者被布置为硬连线的IC芯片。具体地,本文公开的IPS的一个或多个特征可以被配置或实现为/利用在计算机可读介质中编码的电路和/或其组合。电路可以包括分立和/或集成电路、专用集成电路(ASIC)、片上系统(SOC)及其组合、机器、计算机系统、处理器和存储器、计算机程序。

[0074] 现在参考图4,其中示出了示例性CT脑图像以说明所提出的图像处理系统IPS的有用性。图4示出了四行A-D。每行显示从尾部(左)到颅骨位置(右)的横截面图像。每行中的所有图像在相同的三个采集位置Z上显示未增强的CT脑图像。所有图像以相同的窗口水平宽度(例如35/70)显示。如从图像中可以看出,对于相同的窗口水平/设置,不同能量级别的视觉外观会变化。

[0075] 第一行A示出具有后颅窝伪影的常规切片图像,如箭头所示。具有中等的灰质G和白质W对比度。B行和C行示出不同的单色图像,其中每个部分使用相同的能量值。例如,在B行中,始终使用90keV的能量值,而C行则显示40keV的单色图像。尽管相应的左图像示出后颅窝伪影减少,但中间图像和右图像中的对比度对于灰质和白质已劣化。如果对于所有三

个部分均产生40keV单色图像,则后颅窝区域中的伪影劣化,而如行C中间部分所示,对于灰质/白质的对比度更高。但是,在C行中,灰质的对比度可能被表征为过度对比,而右侧图像中的灰质/白质对比度得到了改善。

[0076] 行D示出了针对每个部分将所提出的图像处理装置IPS应用于具有自适应的、基于解剖学的、不同的单色能级的有利效果。在左侧图像中,产生了90keV单色图像,而在中间部分和右侧区域中,分别产生了45和40keV单色图像。

[0077] 总体而言,如在D行中所示,左侧部分中后颅窝减伪影少,并且中间和右侧图像中的每幅图像都有增强的灰质/白质对比度 $g, w$ 。换句话说,通过针对体积中的不同解剖区域Z自动生成优化的单色图像,无论用户(例如放射线医师)正在查看哪个区域,都可以保持图像质量。

[0078] 现在参考图5中的流程图来描述由图像处理系统IPS实现的图像处理方法。然而,将理解,以下描述的步骤不必与如上所述的图像处理系统IPS的体系结构联系在一起,但是以下步骤也可以被理解为其本身的教导。

[0079] 宽泛地,在所提出的图像处理方法中,提供了用于在扫描范围内的不同位置处对单能图像的keV设置的选择的自动的,优选地逐渐的,改变。这确保了与预期用途相关的一致图像质量。已经发现提出的最佳能量值的自动计算在任何采集水平的CT头/脑扫描中都是特别有益的,但是在本文中设想将其应用于其他解剖结构。

[0080] 提出的自动keV自适应基于解剖结构或组织类型或组织组合。该方法优选地被实现为在实施例中是任选的功能。可以提供允许用户启用或禁用功能的用户接口。如果启用,则该方法将优选地在用户指定了图像数据应在其处可视化的图像位置后自动执行。

[0081] 首先,在步骤S510,接收请求(例如,源自用户)以可视化图像数据。图像数据可以包括投影数据或从投影数据重建的体积数据V。图像数据表示感兴趣解剖结构。

[0082] 图像数据优选已经由能够进行双能量成像的光谱的成像装置采集。该请求特别地指定在图像轴Z上的位置z(或位置范围),在该位置z处将取出相应的切片图像以在显示设备上可视化。

[0083] 在步骤S520,部分地基于图像数据和/或与图像采集有关的上下文数据,基于图像数据的至少一部分确定用于形成单色图像的能量值。能量值确定还可基于能够从图像数据配准的其他图像数据。其他图像数据可能已经通过诸如MRI或其他不同模态获得。

[0084] 如所提及的,在S510处的请求优选地包括成像位置z。成像位置可以涉及用户感兴趣的特定解剖位置。更具体地,在CT实施例中,图像位置z涉及成像Z轴上的特定位置,并且因此涉及特定解剖位置,并且所述位置z的图像数据要借助于单色图像可视化。

[0085] 成像装置优选地是X射线图像装置,并且可以具有多色的放射线源(例如,X射线管)。用来捕获图像数据的是多色X射线管。然而,单色图像表示对于使用单色辐射源可获得的图像的近似。

[0086] 在步骤S520,组织类型或组织类型的混合的确定可以间接地从上下文数据中导出,例如从与用于采集图像数据的扫描类型有关的信息中导出。这样的上下文数据可以在图像协议数据中指定。根据该图像协议数据或其他上下文数据,可以得出感兴趣解剖区域,并且因此得出(一种或多种)组织类型。例如,扫描类型可以指定执行了造影或非造影头部扫描。

[0087] 替代地,或者额外地,执行图像分析处理,诸如分割或图像形态分析,以确定(一种或多种)组织类型。图像处理可以在低剂量扫描中对从患者获得的探索或平片图像数据执行。替代地,如果图像数据本身已经被重建,则可以对图像数据本身进行图像处理,即对投影数据或对重建体积(在所请求的成像位置 $z$ 处)进行图像处理。

[0088] 一旦识别出在所请求的成像位置 $z$ 处的感兴趣解剖结构,并且因此识别出一种或多种组织类型,则在步骤S530基于组织类型或组织类型组合来确定相关值 $keV$ 。

[0089] 该确定可以额外地或替代地基于通过不同模态采集的其他图像数据上的医学数据记录。可以将不同的图像数据本地地配准到要可视化的图像数据,或者可能需要通过使用图像配准算法将所述不同的图像数据刚性地或非刚性地配准到给定的图像数据。

[0090] 然后可以在步骤S540处使用要确定的能量值,以从图像数据形成用于所请求的位置 $z$ 的虚拟单能图像。以上讨论的Alvarez的图像合成方法或相关技术可以用于合成。在实施例中,本文中特别设想了基于光子计数的单色图像合成。

[0091] 在步骤S550,可以将单色图像映射到颜色或灰度值编码或其他,并且然后将其显示在显示设备DD上。

[0092] 在步骤S560,接收用户的任意的请求以修改在步骤S530自动计算的能量值。然后,处理流程使用用户提供的新能量值返回步骤S530,然后在步骤S540中基于新提供的图像能量值重新计算新的单色图像,然后在步骤S550中显示该单色图像。

[0093] 处理流程然后可以前进到步骤S570,在步骤S570中,确定是否请求针对不同位置 $z'$ 自动生成新的单色图像。如果不是,则处理流程结束。如果是,则处理流程返回到步骤S510,并且如先前所描述地利用所述新请求的图像位置 $z'$ 进行重复。

[0094] 用于确定给定图像位置 $z$ 的(优选地,最佳) $keV$ 值的步骤S530可以从医学参考工作中得出。这些工作根据经验为不同的解剖结构或其部分规定了合适的期望能量值。然而,优选地,并且如本文所提出的,能量曲线 $S$ 优选地适合于整个图像体积,从而为每个截面位置 $z$ 自动分配合适的能量值。分配的能量值在显示出来时最好分别改善每个位置的图像质量。因此,除了对每个截面图像位置 $z$ 使用先验已知的能量值之外,可以仅使用能量值的子集,这里称为能量控制点。然后可能仅需要知道这些能量控制点。优选地,但不是必须地,将这些能量控制点分配给相对同质的位置 $z$ ,即,与单个或非常少的组织类型有关的位置,或特定组织类型最主导的位置。在这些位置,最佳能量值可以被很好地理解和容易知道。对于可能与不同组织类型的更多异构混合物有关的中间位置,然后通过拟合预定类型(例如 $S$ 型)的能量曲线,从已知的能量控制点内插用于改善图像质量的能量值,如上文在图3A、B中所述。

[0095] 例如,在头部或大脑成像中,涉及的主要组织成分是骨骼,灰质/白质以及骨骼和灰质/白质的混合物。出于IQ的目的,一方面针对灰质/白质的最佳能量值,并且另一方面针对骨骼的最佳能量值,应理解为分别约为 $50keV$ ,  $80keV$ 。因此,基于拟合的能量曲线,可以从这两个能量控制点推断出合适的能量值,用于相对组织纯度的那些已知位置之间的中间位置 $z$ 。更具体地,并且特别参考头部成像,本文中提出自动识别后颅窝区域的(尾)端的位置,然后向该位置分配适当的能量值 $x keV$ ,其中“ $x$ ”在两个控制点能量值(较高值和较低值)之间。然后将能量曲线(如 $S$ 型函数)拟合到 $x$ 以及上下控制点,从而在上下控制点能量值之间实现逐渐变化的 $keV$ 值。中间点的示例值为 $70keV$ ,并且较高和较低 $keV$ 为 $80keV$ 和 $50keV$ 。

80keV对应于对于骨骼(特别是后颅窝区域)的已知优选(或最佳)能量值,而50keV对应于脑灰质/脑白质的已知优选(或最佳)能量值。中间值,在这种情况下为70keV,可以选择为评分方案,如将在下面更全面地描述的。该分数用于衡量中间位置的组织混合是更像骨还是像灰质/白质。

[0096] 在下文中,将特别参考大脑或头部成像来描述步骤S530的两个实施例。一个实施例基于形态图像处理或分割,而另一实施例使用平均解剖学测量结果来将能量值分配给解剖结构的特定z位置。

[0097] 现在首先转到步骤S530的基于图像处理的实施例,这里设想了以下子步骤(其中一些是任选的)。以下将特别参考在大脑成像的上下文中找到界面位置M'来解释,以向其分配中间值,所述中间值在两个其他能量值(最大值或最小值,例如50和80keV或其他)之间。特别地,已经发现这样的位置是后颅窝区域的尾端。在一个实施例中,中间值为70keV。

[0098] 在所述第一实施例中,基于形态图像处理发现后窝区域的尾端。广泛地,取决于位置z,计算得分值。得分值基于z处切片图像中的图像信息,来量化每种组织类型(在这种情况下为骨骼或脑物质(灰质和白质))的贡献。这可以被公式化为量化“空心度”的骨骼分数:骨越少,在给定位置z处切片图像中表示的头骨部分就越空心。

[0099] 在该实施例的步骤1中,执行骨分割,例如阈值处理以定义颅骨分割。然后在切片图像中给定位置z处创建凸包或包络。凸包/包络将切片图像中的头骨分割包围起来。该操作可以在拓扑上被概念化为在所有图像结构周围拉伸概念橡皮筋。但是,该包也可能考虑了小的奇异点,这些奇异点是不一定表示头骨或但可能具有相似的结构因此易于分类错误的图像部分。通常,按照惯例,分割将图像分解为“白色”和“黑色”像素,其中,白色表示骨并且黑色表示非骨。同样,这是常规的,并且可以使用相反的编码。而且,如本文中所使用的,黑白仅是区分像素类别的简写,并且不一定暗示旨在进行可视化。实际上,可以在没有任何可视化的情况下执行所描述的形态学和/或分割操作。

[0100] 在步骤2中,消除了这些奇异点。如果切片图像确实表示连续的圆形(如人们所期望的理想的头骨形状),则该凸包的轮廓将在形状周围具有几乎“完美的拟合”,并且可以预期相对少量的“浮动的”边缘。浮动的边缘是像素的子集,所述子集连接由黑色像素区域分隔的白色像素区域。

[0101] 为了实现这种奇异点消除,需要去除像小骨的奇异点(例如类似骨的图像伪影,骨等),并相应地重新调整凸包。可以以几种方式来识别这样的奇异点,所有这些都都在本文中设想的不同实施例中进行了描述,我们现在将更详细地讨论该实施例,尽管本公开不应解释为限于此:

[0102] 在实施例中,奇异点被识别为与表示头骨的其余白色像素相对隔离的(用户可定义的,优选地相对较小的尺寸)像素的团。

[0103] 在其他实施例中,使用传播方法。在这种方法中,沿着凸包的轮廓线以适当的步长进行传播,然后搜索一条(最好是一条)短长度的多边形链(也称为多边形路径或多路径),在其之前和之后是浮动边。这很可能指示可以去除的奇异点。

[0104] 换句话说,在去除一个或多个奇异点之后,将重新计算凸包以重新调整拟合,从而使其在头骨图像对象周围“更紧”。

[0105] 在步骤3中,执行形态腐蚀操作。特别是,在可能经调整的凸包中,所述凸包尽可能

紧密地适合于图像的主要对象,人们侵蚀界定的形状的外部像素,以试图“剥离”头骨,并且人们保留头骨对象内部的可能表示内部骨骼的对象。侵蚀是通过以下方式来完成:从每个像素分别沿着凸包的轮廓开始,并向各个方向向内投射“侵蚀射线”,一旦达到空,即达到黑色像素区域,每条这样的射线终止。射线因此消除了它们各自路径中的任何东西。

[0106] 此阶段的输出是经处理的切片图像,其中头骨像素已经被去除,而我们仅保留表示白色像素的内部骨骼。

[0107] 如果当前切片图像表示一个完全空心的头骨对象(在视觉上可能被视为椭圆形的圆盘),则我们应该保留很少的白色像素,即表示内部骨骼的像素。具体而言,可以预期头骨的顶部、矢状、很少切片的图像包括纯白色的圆形,在这也将不给我们留下任何内部白色像素。另一方面,颅骨的更低的下尾部,由于嘴/鼻子/颞骨等的出现而逐渐变得越来越不空心,并且会给我们留下越来越多的白色像素。因此,为了确定每个切片图像 $z$ 的“空心度”,我们测量了其余白色区域的面积大小与凸包内完整区域的大小之间的比率。然后可以将该比率作为针对给定图像在 $z$ 处的空心度的最终分数。

[0108] 然后,可以将每个 $z$ 的最终分数用于映射到keV值。位置 $s(z)$ 上的每个得分值可以唯一地确定通过通用头骨的部分,包括已知keV值的那些部分。诸如S形函数的能量曲线可以被拟合通过那些控制点,从而针对所有 $z$ 位置定义keV值。在一个实施例中,可以使用S形函数,例如:

$$[0109] \quad y(s_i) = \text{keV}_{\max} - (\text{keV}_{\min} - M) * z, \quad (1)$$

[0110] 其中,

[0111]  $s_i$ 是切片# $i$ (计数的/按照惯例从头骨的颅端测量)的分数, $y$ 是针对切片# $i$ 的keV值,

$$[0112] \quad z = \frac{1}{1 + e^{-\alpha (s_i + \beta)}}, \text{其中, } M, \alpha, \beta \text{ 是任选的拟合参数。}$$

[0113] 已知的能量控制点是 $\text{keV}_{\max} = 80$ (对于纯骨骼)和 $\text{keV}_{\min} = 50$ (对于纯脑物质),但这是大脑成像的特定实施方式的示例值。在其他情况下可以使用其他值。

[0114] 用于定义得分值和形态学操作的以上步骤都是示例性实施例,并且本文中还想设想了其他图像处理操作,例如分割或基于形态学以外的其他用于量化和表征组织类型混合物的图像。还将容易理解,可以定义其他得分值以捕获在其他解剖学设置(例如骨盆成像)中的空心度的概念。而且,在其他解剖学设置中,可以使用除空心度以外的概念来找到用于向其分配能量值的特定位置。通常,如本文所述的得分值概念测量组织类型的混合以及其一种或多种组织成分的优势,假设是单独地已知一种或多种或所有组织类型的能量值。得分值不一定是标量的,而是可以是矢量的,例如 $s = (s_1, s_2, \dots, s_k)$ ,每个 $s_k$ 表示组织类型 $k$ 的优势。

[0115] 在步骤S530的第二个实施例中,颅后窝区域的估计基于经验性颅骨解剖结构。该实施例基于以下假设:正常成年头骨的后窝边界位于距头骨末端(具有头骨内容物的最后CT图像)约100mm处。为变量keV提供公平近似的S型函数可以写作如下:

$$[0116] \quad y(x_i) = \text{keV}_{\max} - (\text{keV}_{\min} - M) * z, \quad (2)$$

[0117] 其中,

[0118]  $x_i$ 是在切片# $i$ (计数的/按照惯例从头骨的颅端测量)的以mm为单位的距离,

[0119]  $y$ 是针对切片# $i$ 的keV值,

$$[0120] \quad z = \frac{1}{1 + e^{-\alpha(x+\beta)}}$$

[0121] 其中,特定任选的常数可以针对任何给定用例进行调整:

[0122] 如上所述,在脑成像的示例性实施例中,在已知能量控制点为 $\text{keV}_{\max}=80$ (对于纯骨)和 $\text{keV}_{\min}=50$ (对于纯脑物质)的情况下,可以选择任选的拟合参数 $M=20, \alpha=0.117, \beta=94.6$ ,但是同样,尽管在实施例中设想了这些值,但是出于说明目的在本文中主要包括这些示例。可以看出,在能量曲线公式(2)中,keV现在是关于距离 $x$ 而不是像先前实施例中的公式(1)那样关于得分值 $s$ 。计算应按比例调整为较小的头骨尺寸。实际的颅骨大小可以通过标准的骨分割方法来估计。

[0123] 在以上两个实施例中的任何一个中,基于能量曲线 $S$ 的能量值确定步骤S 530可以在离线的预计算阶段中完成,并且还可以在用户请求在屏幕上可视化给定成像位置 $z$ 的相应的切片图像时根据需要在线完成。然而,为了增强系统的响应性,在实施例中优选地进行预计算。

[0124] 尽管在该方法的上述步骤中,主要参考了图像域中的处理,但是可以在投影域中实践所有或部分步骤。

[0125] 此外,尽管已经主要参考标准成像轴 $Z$ 上的位置 $z$ 解释了上述步骤,但是上述步骤对于通过重新格式化可获得的其他轴 $z'$ 具有相同的应用,并且这在实施例中被设想。

[0126] 上述方法也适用于一系列射线照相。

[0127] 在本发明的另一示范性实施例中,提供了一种计算机程序或计算机程序单元,其特征在于,其适于在合适的系统上执行根据前述实施例中的一个的方法的方法步骤。

[0128] 计算机程序单元因此可以存储在计算单元上,其也可以是本发明的实施例的部分。该计算单元可以适于执行上述方法的步骤或引起上述方法的步骤的执行。此外,其也可以适于操作以上描述的装置的部件。所述计算单元可以适于自动地操作和/或执行用户的命令。计算机程序可被加载到数据处理器的的工作存储器中。数据处理器因此可以被装备为实施本发明的方法。

[0129] 本发明的该示例性实施例覆盖了从最开始使用本发明的计算机程序和借助于更新将现有程序转变为使用本发明的程序的计算机程序。

[0130] 另外,计算机程序单元可以能够提供所有必要的步骤来完成如以上所描述的方法的示范性实施例的流程。

[0131] 根据本发明的另一范例性实施例,提出了一种计算机可读介质,诸如CD-ROM,其中,所述计算机可读介质具有存储在其上的计算机程序单元,所述计算机程序单元由前一部分所描述。

[0132] 计算机程序可以存储和/或分布在与其它硬件一起或作为其它硬件的部分来提供的合适的介质(特别是,但不一定是非瞬态介质)中,例如光存储介质或固态介质,但也可以用其它形式来发布,例如经由互联网或者其它有线或无线电信系统。

[0133] 但是,也可通过类似万维网的网络提供计算机程序,并且能够从这样的网络将计算机程序下载到数据处理器的的工作存储器中。根据本发明的另外的示范性实施例,提供了一种用于使得计算机程序单元可供下载的介质,所述计算机程序单元被布置为执行本发明

的先前描述的实施例中的一个。

[0134] 必须指出,本发明的实施例参考不同主题进行描述。尤其地,一些实施例是参考方法型权利要求来描述的,而其他实施例是参考设备型权利要求来描述的。

[0135] 尽管已经在附图和前面的描述中详细图示和描述了本发明,但是这样的图示和描述应当被认为是说明性或示范性的,而非限制性的。本发明不限于所公开的实施例。本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及从属权利要求,在实践请求保护的本发明时能够理解并且实现对所公开的实施例的其他变型。

[0136] 在权利要求书中,词语“包括”不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或其他单元可以实现在权利要求中记载的若干项目的功能。尽管在互相不同的从属权利要求中列举了特定措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。权利要求书中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

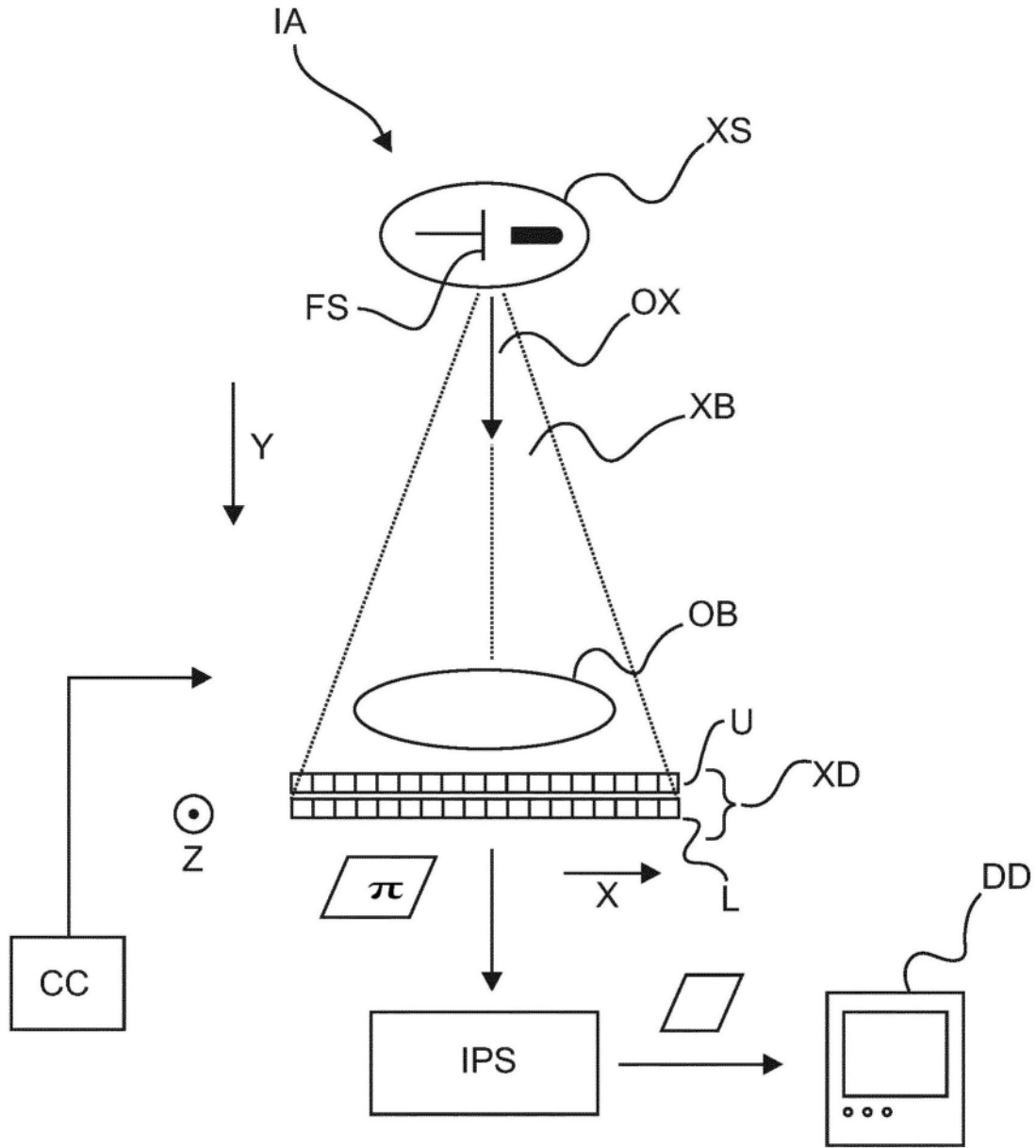


图1

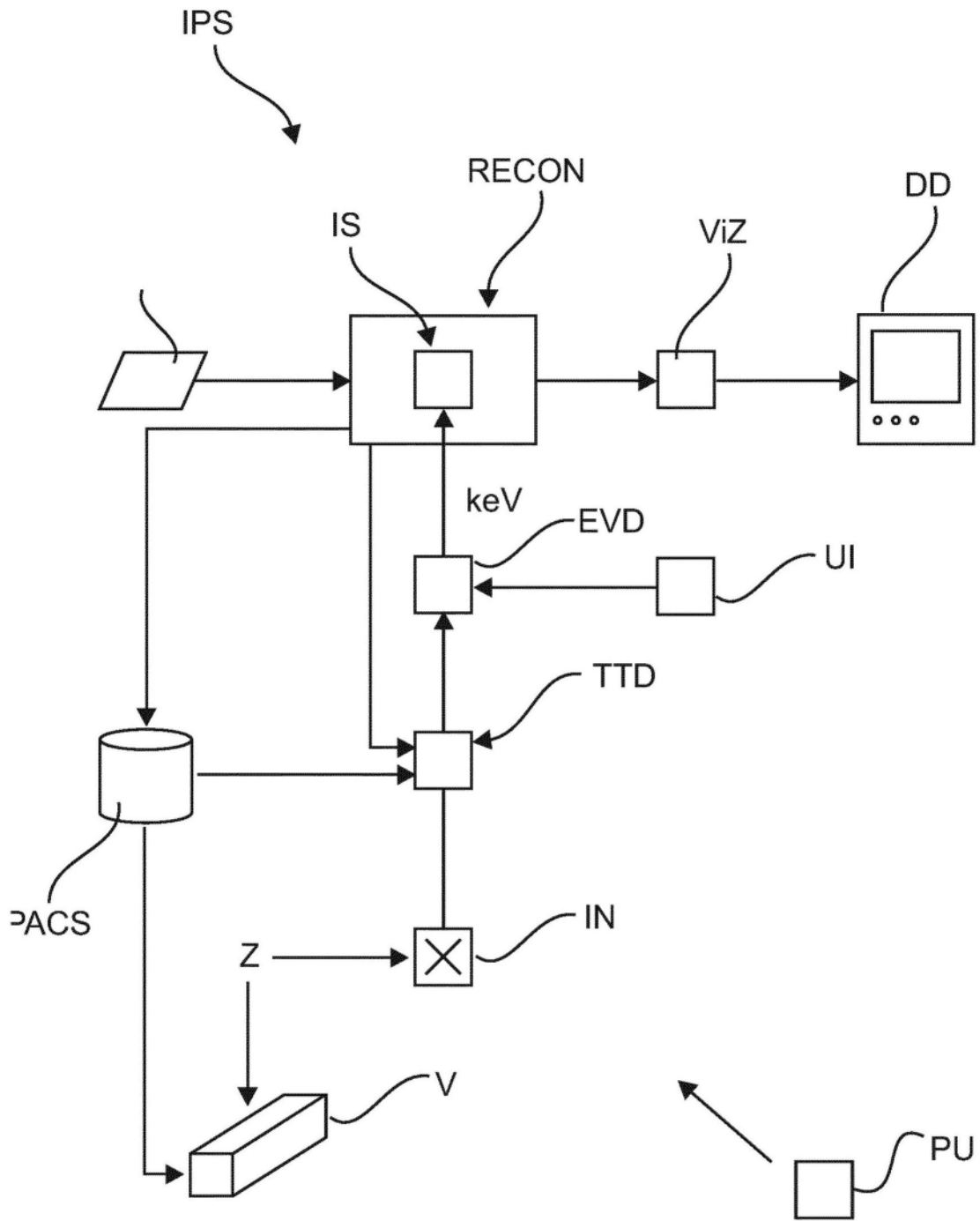


图2

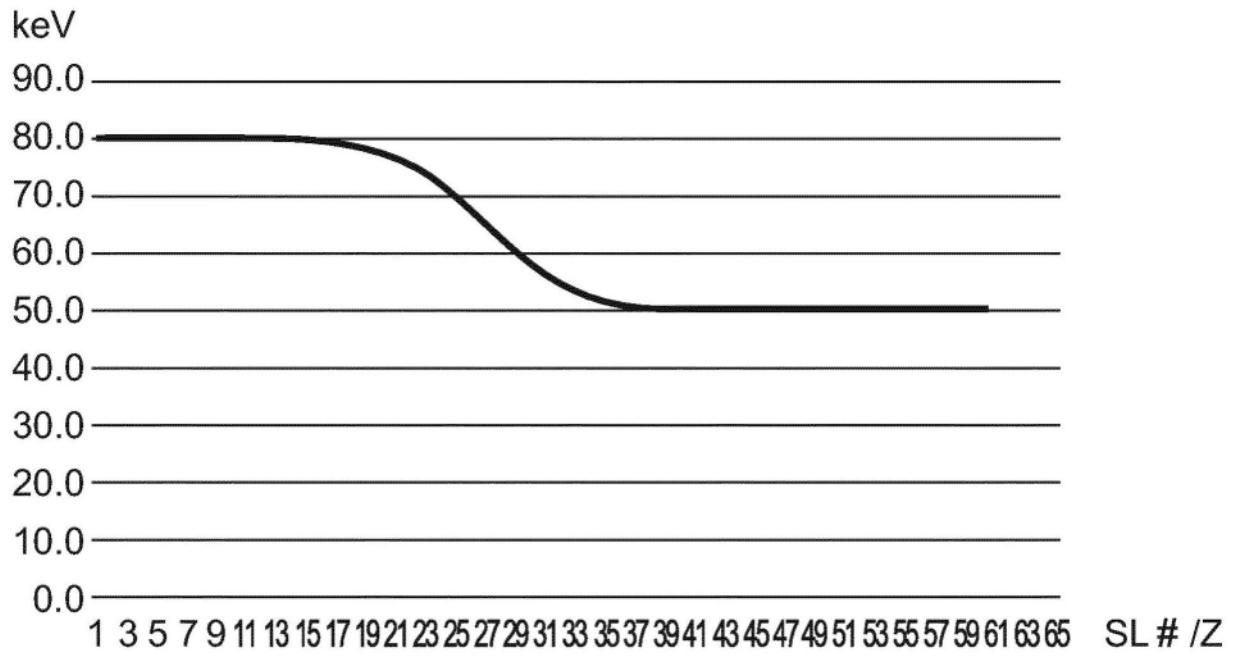


图3A

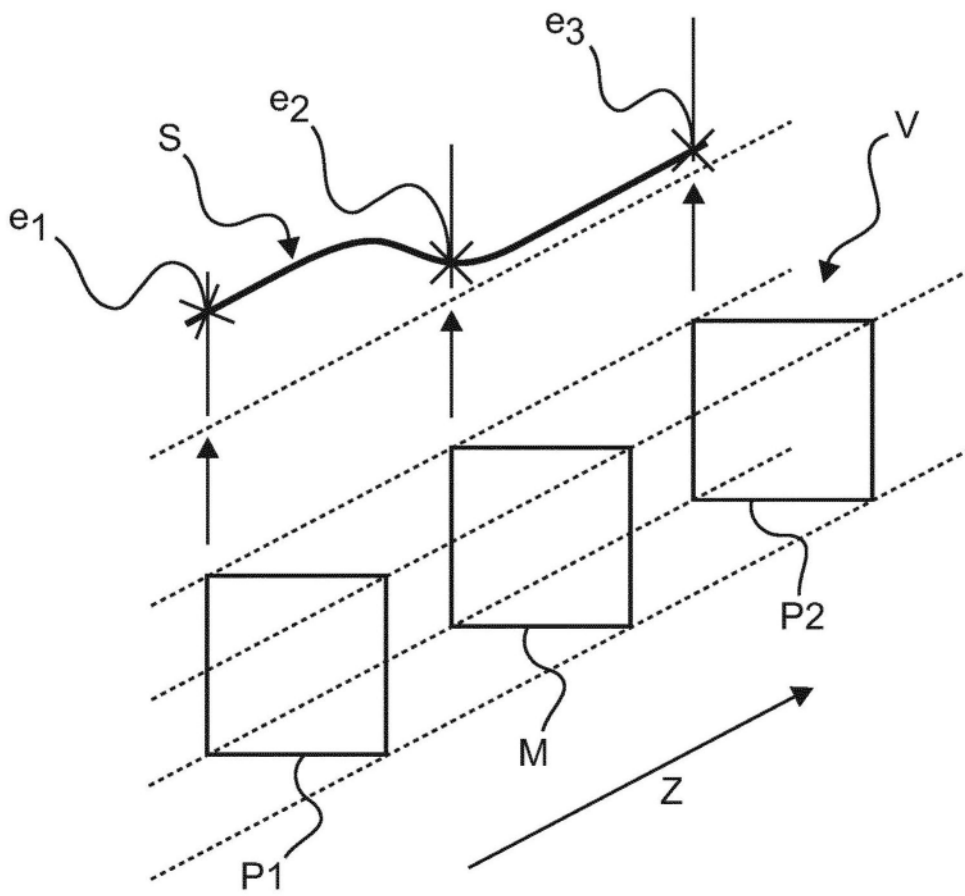


图3B

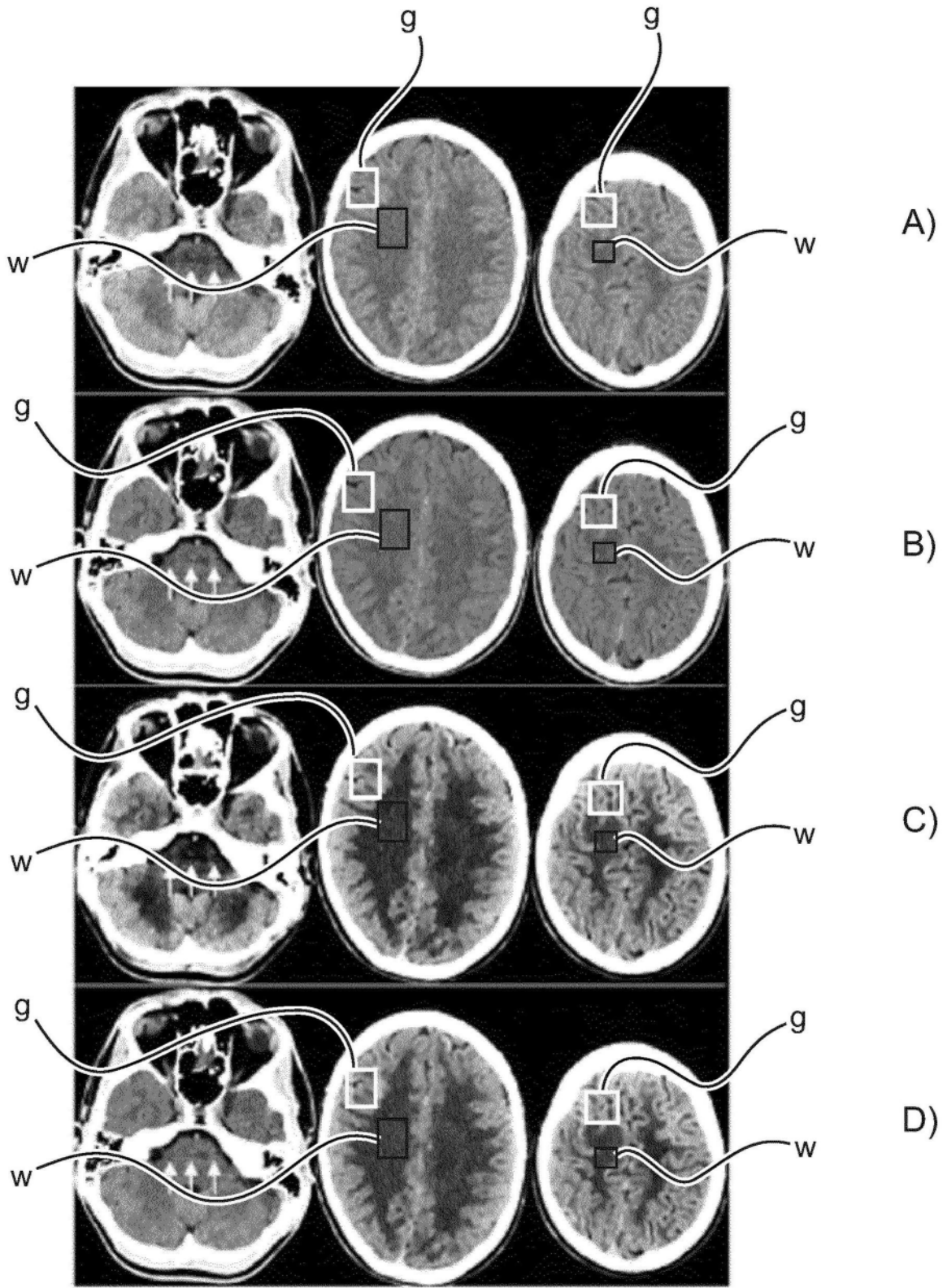


图4

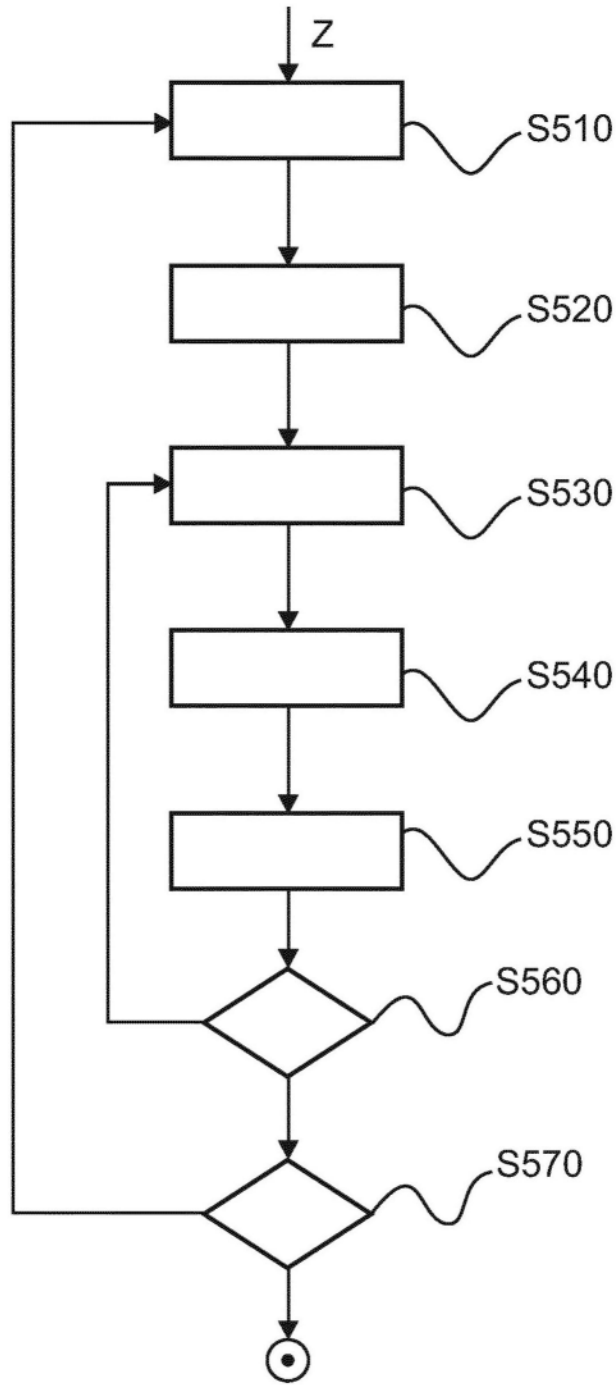


图5