



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200410082680.2

[43] 公开日 2005年3月30日

[11] 公开号 CN 1600273A

[22] 申请日 2004.9.27

[21] 申请号 200410082680.2

[30] 优先权

[32] 2003.9.26 [33] DE [31] 10345073.4

[71] 申请人 西门子公司

地址 联邦德国慕尼黑

[72] 发明人 迪特尔·波音 卢茨·冈德尔

赫尔穆特·克罗普费尔德

海科·梅尔多 德克·罗谢尔

沃纳·施米特

克里斯托夫·泰格特-基尔格

约翰·尤布勒

[74] 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

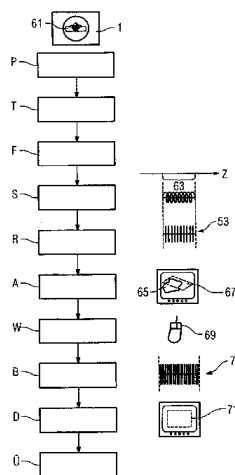
代理人 马莹 邵亚丽

权利要求书 3 页 说明书 16 页 附图 7 页

[54] 发明名称 断层造影成像检查设备的运行方法和 X 射线断层造影设备

[57] 摘要

本发明涉及一种用于运行能够断层造影的成像设备，特别是 X 射线计算机断层造影设备的方法。首先由操作人员确定希望的检查对象的扫描空间，然后由计算机装置控制地在该扫描空间中拍摄一个具有对应于不同方向的数据的原始数据组。计算机装置与扫描同时或者在紧随扫描结束后从原始数据中计算检查对象的图像概略表示并加以显示。该概略表示包含扫描空间的三维信息。操作人员选出对于检查诊断重要的表示区域。计算机装置借助于图像计算算法在所选出的表示区域中计算一幅对于检查诊断重要的结果图像。该方法允许直接在数据形成时减少数据量。可以加速数据的检查诊断并进行预期的质量控制。



1. 一种用于运行能够断层造影的成像设备,特别是X射线计算机断层
5 造影设备(1)的方法,利用该设备可以采集来自相对于系统轴(12)不同
方向的、穿透检查对象(61)的或者在检查对象(61)中形成的波或者射
线(8),并且该设备具有计算机装置(31)以支持该设备的运行,其中:
a) 由操作人员确定希望的检查对象(61)的扫描空间(63)(F),
b) 由该计算机装置(31)控制地在该扫描空间中拍摄一个具有对应不
10 同方向的数据的原始数据组(S),
其特征在于,
c) 为了计划对结果图像的后续计算,所述计算机装置(31)与扫描同
时或者在紧随扫描结束后从原始数据中计算检查对象的一个图像的概略表
示(65)(R)并加以显示(A),其中该概略表示(65)包含所述扫描空间
(63)的三维信息,
15 d) 操作人员在利用该概略表示(65)的条件下选出一个对于检查诊断
重要的表示区域(67)(W),和
e) 该计算机装置(31)借助于图像计算算法在所选出的表示区域(67)
中计算一幅对于检查诊断重要的结果图像(71)(B).
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,这样地拍摄原始数据组
20 (步骤b)),即,可以从该原始数据组中产生一个各向同性或者接近各向同
性的立体数据组。
3. 根据权利要求1或2所述的方法,其特征在于,所述检查对象的图
像的概略表示的计算和/或显示(步骤c))由所述计算机装置(31)独立地
或与操作人员交互地进行。
- 25 4. 根据权利要求1至3中任一项所述的方法,其特征在于,为了计算
所述概略表示(步骤c))使用一种图像再现算法。
5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,将所述图像再现算法预先
设置在所述计算机装置(31)中,其中,尤其是为各种可选择的扫描记录
存放不同类型的图像再现算法或者不同参数化的图像再现算法。
- 30 6. 根据权利要求1至5中任一项所述的方法,其特征在于,所述概略
表示(步骤c))包括检查对象的三个互不平行的、特别是三个正交的视图。

7. 根据权利要求6所述的方法, 其特征在于, 所述正交的视图是一个横向图像、一个矢状图像和一个冠状图像。

8. 根据权利要求6或7所述的方法, 其特征在于, 所述正交视图通过多平面重组(MPR)或者最大强度投影(MIP)产生。

5 9. 根据权利要求1至5中任一项所述的方法, 其特征在于, 所述概略表示(步骤c))包括至少一幅检查对象的3D图像。

10. 根据权利要求9所述的方法, 其特征在于, 所述3D图像是通过立体透视(VRT)产生的。

10 11. 根据权利要求1至10中任一项所述的方法, 其特征在于, 所述对于检查诊断重要的表示区域(67)的选择(步骤d))借助于一个可以在该概略表示(65)中导引的荧光屏指示器进行。

12. 根据权利要求1至11中任一项所述的方法, 其特征在于, 为了选择所述对于检查诊断重要的表示区域(步骤d)), 在所述计算机装置(31)中输入结果图像特别是二次断面图像的大小、位置和/或取向。

15 13. 根据权利要求1至12中任一项所述的方法, 其特征在于, 在所述计算机装置(31)对所述结果图像的计算中, 无需完全计算所有理论上可以从原始数据计算的横向断面图像。

14. 根据权利要求1至13中任一项所述的方法, 其特征在于, 在所述计算机装置(31)对所述结果图像的计算中, 无需计算横向断面图像。

20 15. 根据权利要求1至14中任一项所述的方法, 其特征在于, 在计算所述结果图像(步骤e))之前可以由操作人员将图像清晰度、图像距离、层厚和/或图像截面中的至少一个目标参数输入到所述计算机装置(31)中。

16. 根据权利要求15所述的方法, 其特征在于, 所述输入的目标参数由计算机装置(31)用于优化所述结果图像的计算(步骤e))。

25 17. 根据权利要求1至16中任一项所述的方法, 其特征在于, 所述结果图像的计算(步骤e))根据在所述扫描空间中拍摄的原始数据(步骤b))来进行。

30 18. 根据权利要求1至17中任一项所述的方法, 其特征在于, 所述计算机装置(31)为了计算所述结果图像(步骤e))而执行图像再现, 特别是更新的图像再现。

19. 根据权利要求18所述的方法, 其特征在于, 进行非轴向断面图像

的直接再现。

20. 根据权利要求5和根据权利要求18或19所述的方法,其特征在于,与用于随后计算所述结果图像(步骤e))的更新的图像再现算法相比,预先设定的图像再现算法(步骤c))以较低精度和/或较短计算时间进行。

5 21. 根据权利要求18至20中任一项所述的方法,其特征在于,在操作人员所述概略表示中选择出对于检查诊断重要的表示区域之后,所述计算机装置(31)针对图像再现算法的类型和/或其再现参数,独立地确定用于再现所述结果图像的图像再现算法,其中,优选在确定所述图像再现算法时由计算机装置(31)考虑可选择输入的、用于所述结果图像的目标参数。
10

22. 根据权利要求1至21中任一项所述的方法,其特征在于,所述结果图像的计算(步骤e))根据所述概略表示进行,优选不进行更新的图像再现。

23. 根据权利要求1至22中任一项所述的方法,其特征在于,所述计算机装置(31)为了计算所述结果图像(步骤e))而执行回溯滤波。
15

24. 根据权利要求1至23中任一项所述的方法,其特征在于,在得到结果图像之后或者在得到所有选择性附加再现的结果图像之后,将所述结果图像存储在所述计算机装置(31)中或者传送到一个另外的计算机装置(31)中。

20 25. 根据权利要求24所述的方法,其特征在于,所述存储或者传送在不存储或者不传送横向断面图像组的条件下实现(\bar{U})。

26. 根据权利要求1至25中任一项所述的方法,其特征在于,所述步骤a)至e)由公共的计算机程序支持,其中,所述步骤a)至e)由操作人员优选地在重叠的用户界面之下实施。

25 27. 一种设置用来实施根据上述权利要求中任一项所述方法的X射线计算机断层造影设备。

断层造影成像检查设备的运行方法和 X 射线断层造影设备

5 技术领域

本发明属于能够断层造影的成像检查设备的领域，利用这些设备可以采集来自相对于系统轴不同方向的、穿透检查对象的或者在检查对象中形成的波或者射线。这种检查设备例如采用从 X 射线源发射的并穿透检查对象的 X 射线。属于这种检查设备的有 X 射线计算机断层造影设备，特别是具有可以围绕系统轴不停转动的 X 射线管的 X 射线计算机断层造影设备，不过也有所谓的 C 形 X 射线设备。本发明意义下的检查设备还有超声波断层造影设备，其中检测穿透检查对象的超声波，就象核医学的能够断层造影的成像检查设备那样，检查对象本身辐射。属于这种设备的例如有正电子放射断层造影设备(PET)或者所谓的 SPECT 设备(Single Photon Emission Computed Tomography, 单光子发射计算机断层造影)。本发明意义下的检查设备尤其具有一个可以围绕系统轴旋转的测量系统。

本发明涉及一种用于运行能够断层造影的成像设备，特别是 X 射线计算机断层造影设备的方法，利用该设备可以采集来自相对于系统轴不同方向的、穿透检查对象的或者在检查对象中形成的波或者射线，并且该设备具有一个计算机装置用于支持该设备的运行，其中：

a) 由操作人员确定期望的检查对象的扫描空间，即例如输入到计算机装置中，和

b) 由该计算机装置控制地在该扫描空间中拍摄一个具有对应不同方向的数据的原始数据组。

25

背景技术

公知很多能够更好地确定对检查诊断重要的扫描空间的方法以及装置。

DE 10001492A1 公开了一种用于产生扫描照相图(Scanogramm)的方法，该方法通过计算可自由选择的投影方向上的二维投影图像，能够更好地确定对检查诊断重要的扫描空间。借助于独立于实际拍摄的、在较小放

30

射剂量下的 CT 拍摄采集产生扫描图所需的原始数据。

DE 4103588C1 公开了另一种计算机断层造影设备，其中在拍摄原始数据的同时产生一个投影图来检查拍摄空间。

利用现代成像医疗设备，例如利用多断层 CT 设备 (MSCT=Multi-Slice-CT) 拍摄的图像在所有方向上都具有较高的分辨率，从而利用这些图像可以建立加强的 3D 照片 (立体数据组)。不过，立体数据组具有比常规二维图像的图像数据组更大的数据量，因此对立体数据组的处理是比较费时的。立体数据组的实际拍摄持续几分钟，而对立体数据组的研究和整理则需要半个小时或者更多的时间。立体数据组经常不仅形成一个不可预知的数据流，而且在存档或者临时存储时还引起存储空间问题。

直到大约 2000 年，在计算机断层造影 (CT) 中仅仅涉及常见的、借助轴向断层组 (断层图像) 的诊断，或者至少为了做出检查报告而主要针对横向断层图像。该横向断层图像构成初级图像 (初级数据)，这些初级图像通过从投影值 (原始数据、正弦图形 (Sinogramm)) 的图像再现获得。一种常见的、不是实际 3D 方法的可视化形式是以电影的方式进入一个断层组，其中逐个地显示断层。

自大约 1995 年以来，由于计算机计算能力的不断增加，出现了专门的报告台 (工作站)。在其中进行从立体数据组出发的再处理 (后处理)，其中一般产生二次图像。为了使医生的诊断容易，基本上使用四种 3D 可视化的方法：

1. 多平面重组 (MPR): 被理解为按不同于例如原始的垂直断层的其它取向重新组合空间数据组。尤其区分为正交 MPR (分别垂直于一个坐标轴的三个 MPR)、自由 MPR (倾斜的断层; 导出的=插值的) 和弯曲 MPR (平行于任意一条穿过生命体图像的路径以及例如垂直于其中标明该路径的 MPR 产生断层)。

2. 阴影表面显示 (SSD): 立体数据组的分割和切出对象的表面的显示，多数情况下通过 CT 值的取向和手动帮助编辑强烈地显现。

3. 最大强度投影 (MIP): 沿每个视线显示最高的强度。在所谓的薄 MIP 中仅仅显示部分空间。

4. 立体透视 (VRT): 被理解为一种类似于进入对象中的 X 射线的、视线衰减的模型化。由此，(部分透明地) 采集了所成像身体的整个深度；

小的以及首先用薄断层显示的对象细节可能丢失。该显示通过设置所谓的变换函数（色彩查找表）手动地显现出来。

发明内容

5 本发明要解决的技术问题是，提供一种方法，利用该方法可以更迅速和对于医生或者操作人员来说更简单地对能够断层造影的成像检查设备的测量数据进行再处理和/或对该测量数据作出检查报告。

按照本发明，上述技术问题是针对本文开始提到的方法如下解决的：

10 c) 为了计划对结果图像的后续计算，计算机装置与扫描同时或者紧跟在扫描结束后，从原始数据中计算检查对象的图像概略表示并加以显示，其中该概略表示包含扫描空间的三维信息，

d) 操作人员在利用该概略表示的条件下选出一个对检查诊断重要的显示区域，和

15 e) 该计算机装置借助于图像计算算法，在所选出的显示区域中计算一幅对检查诊断重要的结果图像，尤其是一幅二次图像。

本发明首先基于这样的认识，即，在产生断层图像时可以防止部分变得不可预见的数据流。为此，本发明从这样的考虑和认识出发，即，可以将后处理，特别是二次图像的产生，在时间上与初级数据的计算，特别是与从原始数据中进行图像再现交错开来。提供3D信息的概略表示作为中间
20 接入的计划模式（例如作为被检查人体的压缩的在线表示）一方面允许迅速的3D显示，而另一方面允许对临床上重要的结果图像进行预期的选择。由此，给出了数据再现的可能性。另外，可以对结果图像进行解剖上取向的选择。该选择还可以在线参数化和可视化，由此可以进行优化的质量控制。此外，具有优势的是在计算结果图像时总是还可以完全访问所获取的
25 数据，特别是还可以访问原始数据，如果对于图像优化应该要求在计算中进行一定的参数变动，则这点特别具有优势。

在目前的措施中是利用对一个轴向薄断层序列的计划和对该轴向薄断层序列的再现来开始工作流程的，而在按照本发明的一种方法中首先计划对于检查诊断重要的区域，然后才对结果图像进行实际计算。

30 横向或者轴向断面图像（x-y）是垂直于检查对象纵轴或者垂直于患者纵轴的断面图像。横向断面图像是在断层平面，即在一个垂直于系统轴的

平面内的图像(“断层图像”)。矢状图像(y-z)是在一个平行于检查对象或患者的对称平面(中线平面)的平面内的图像。冠状图像(x-z)是在一个垂直于径向平面和横向平面的平面内的图像。该冠状平面也称为正面平面。

作为二次断面、二次断面图像或者二次图像是指这样的一幅断面图像，
5 该图像具有不同于断层平面的取向，例如一幅矢状图像、一幅冠状图像或一幅倾斜的图像。在对这种含义的一般化中，结合本发明将不是2D断层图像的一般2D或3D图像统称为二次图像。因此，二次图像可以是具有不同于断层平面取向的2D图像(例如借助于MPR获得的)，或者是任意取向的3D图像(例如借助于VRT，MIP，SSD等获得的)。

10 本发明意义下的结果图像尤其可以是二次图像。不过，该结果图像不必是直接来自原始数据计算出的图像。

本发明意义下的计算机装置可以包括一台或者多台计算机，如个人计算机或工作站。该计算机装置被分配给成像检查设备，特别是空间上和/或在组织上和/或通过数据和/或控制导线分配给成像检查设备。优选地，计算机装置和成像检查设备构成一个统一的或者共同的工作台，特别是这样构成，
15 即，计算机装置既进行成像检查设备的测量运行又进行对结果图像的计算，尤其是二次图像的计算。

在由操作人员输入所希望的扫描空间(步骤a))之前可以拍摄一幅X射线照片(Topogramm)。也可以使用一个盖光板，以便确定检查的开始和
20 结束位置。

按照一种优选实施方式这样拍摄原始数据组(步骤b))，即，可以从中产生一个各向同性或者接近各向同性的立体数据组。即例如这样获取原始数据，使得保证一个各向同性或者接近各向同性的空间扫描作为产生立体数据组的基础。各向同性或者接近各向同性的数据组特别具有优势地允许，
25 在根据概略表示选择对于检查诊断重要的表示区域时可以提供特别多的选择可能性，例如选择任意取向的二次断面或者放大选项。

按照另一个优选的结构，检查对象的图像概略表示的计算和/或显示(步骤c))由计算机独立(自动)进行和/或与操作人员交互地进行，后者尤其是实时地或者按照具体诊断任务改动。如果CT设备这样构造或者可由用户
30 设置，即，在扫描期间或者在紧随扫描结束后作为唯一的计划模式提供该3D概略表示，而不显示轴向断层图像(初级数据)，则在上述两种情况下

(独立或者交互)都是有优势的。由此,明显提高了用户友好性,因为避免了用最终不必要的数据流使用户过分负担。

概略表示的计算(步骤c))尤其借助于一种图像再现算法进行。

另外优选的是将该图像再现算法预先设置在计算机装置中,特别是针对再现参数预先设置,其中,尤其是为各种可选择的扫描记录存放不同类型的图像再现算法或者不同参数化的图像再现算法。由此,产生了这样有优点的可能性,即为了概略表示无需用户每次就此输入或者参与输入。这种自动或者接近自动的再现特别是在产生各向同性的立体数据组(优选为具有尽可能高的分辨率的立体数据组)时是有意义的。可以具有用于胸部、头部、腹部等的扫描记录。再现参数可以是断层厚度、清晰度(分辨率)、褶皱核(Faltungskernes)类型等等。

下面描述在计划模式中进行显示的两个优选变形:

按照第一种变形该概略表示(步骤c))包括检查对象的三个互不平行的、特别是三个正交的视图。这种表示允许用户按较简单的方式对所希望的结果图像,特别是结果图像或者高精度的轴向断面进行计划。用户可以验证所计划的结果图像是否覆盖了所希望的区域。

在此,正交视图优选地是一个横向图像、一个矢状图像和一个冠状图像。具有优势的是这些正交视图通过多平面重组(MPR)或者最大强度投影(MIP)产生。

按照第二种变形该概略表示(步骤c))包括至少一幅检查对象的3D图像,即至少一个3D可视图像,尤其是通过立体透视(VRT)产生的。该变形在获取的立体数据组的表示(外观图像)中通过另一个参数空间的匹配提供非常大的变化。可以是不同的图像类型。

如果计算机装置对于概略表示的类型具有或者允许预先设置,例如其中为各种可选择的扫描记录存放或者可以存放不同类型的概略表示或者不同参数化的概略表示,则就所提到的概略表示(步骤c))具体特征的变形和可能情况下的其它变形而言也是特别优选的。由此可以通过“缺省设置”立刻为用户提供尽可能现实和适合的表示。例如,可以对于“胸部”使用MPR表示,而对于“心脏(Angio)”使用MIP表示。概略表示也可以是针对用户的,即也可以单独配置和/或预先设置。

在计划模式中,对于检查诊断重要的表示区域的选择(步骤d))优选

地借助于一个可以在该概略表示中导引的荧光屏指示器进行，该指示器例如由计算机鼠标或者游戏杆控制。

5 为了选择对于检查诊断重要的表示区域(步骤d))，优选地在计算机装置中输入结果图像特别是二次断面图像的大小、位置和/或取向。按照优选的方式，用户可以在所希望的平面内浏览扫描之后的概略表示或者在扫描期间逐渐增加的概略表示。

按照另一个优选的结构，计算机装置针对所选择的表示区域计算对于检查诊断重要的结果图像，其中，尤其这样计算结果图像(步骤e))，即，在此不是完全计算所有理论上可以从原始数据计算的横向断面图像。由此，
10 可以实现特别高的数据再现以及加速产生医疗上重要的图像。

优选地，计算机装置在这样的条件下计算结果图像，即，在此根本不计算横向(轴向)断面图像或者至少在此不计算轴向薄断层截面图像。尤其可以直接再现非轴向的断面图像，即一般的二次图像。

15 优选地，在计算结果图像(步骤e))之前可以由操作人员将图像清晰度、图像距离、层厚和/或图像截面中的至少一个目标参数输入到计算机装置中。该输入的目标参数可以由计算机装置用于优化结果图像的计算(步骤e))。

本发明方法的其它优选结构涉及结果图像的计算(步骤e))。

20 在用于获得概略表示而足够精确进行的图像再现(步骤c))中，根据诊断任务在一定条件下可以省略为了计算结果图像(步骤e))而进行的更新的图像再现。在此，尤其指出下面提及的第二种变形。

对于结果图像的计算(步骤e))优选使用下列变形：

按照第一变形，结果图像的计算(步骤e))根据在扫描空间中拍摄的原始数据(步骤b))进行。

25 为了计算结果图像(步骤e))，计算机装置可以执行图像再现，特别是更新的图像再现。

30 在此优选地，与用于随后计算结果图像(步骤e))的更新的图像再现算法相比，首先执行的、特别是预先设定的图像再现算法(步骤c))以较低精度和/或较短计算时间进行。因此，高质量的再现不再是计划模式的前提，从而该计划模式按优选的方式可以在扫描之后非常短的时间内，例如最迟仅几秒钟后就可供使用。

更新的图像再现尤其在使用自适应多平面再现 (AMPR) 方法的条件下实现, 如在 S. Shaller, K. Stierstorfer, H. Bruder 等人的论文 “Novel approximate approach for high-quality image reconstruction in helical cone beam CT at arbitrary pitch”, Proceedings SPIE 4322(2001) 113-127 中描述的那样。

在更新的图像再现之前, 用户可以选择性地确定目标参数, 例如再现方法的类型、褶皱核、图像清晰度、图像距离、层厚和/或图像截面。

不过, 在操作人员在概略表示中选择了一个对于检查诊断重要的表示区域之后, 计算机装置也可以特别具有优势地针对图像再现算法的类型和/或其再现参数, 独立地确定用于再现结果图像的图像再现算法, 其中, 可选择输入的、用于结果图像的目标参数由计算机装置在确定图像再现算法时加以考虑。

按照第二变形, 结果图像的计算 (步骤 e)) 根据概略表示进行, 也就是说根据那些尤其是直接作为该概略表示基础的数据进行。优选不进行更新的图像再现。

为此, 为了计算结果图像 (步骤 e)) 计算机装置优选地执行回溯滤波。一般而言, 在此可以采用根据德国专利申请 DE 102 383 22.7 (Raupach 等人) 的方法, 该专利申请的公开内容明确地包括在本申请中, 特别是权利要求书, 尤其是权利要求 1 和 9。

可以使用下列方法 [1] 和/或方法 [2], 其中 [2] 特别优选。

[1] 一种用于 CT 图像的由窗口控制的滤波方法, 包括下列步骤:

a) 利用 CT 设备或者 C 型设备拍摄 CT 原始数据组,

b) 从该 CT 原始数据组中借助于例如一个精确的褶皱核和例如一个窄的断层灵敏度轮廓 (Schichtempfindlichkeitsprofil) 再现一个初级数据组,

c) 提供一个传递函数, 作为窗宽和图像清晰度之间的函数关系,

d) 通过在该传递函数基础上的图像处理过程, 根据为所选择的断层选定的窗宽, 自动计算所选择的、位于初级数据组中的断层 CT 图像的图像清晰度。

[2] 一种用于 CT 图像的回溯滤波的方法, 包括下列步骤:

(1) 利用 CT 设备或者 C 型设备拍摄 CT 原始数据组,

(2) 在例如一个精确的褶皱核和例如一个窄的断层灵敏度轮廓的基础

上再现一个初级数据组，

(3) 在该初级数据组的基础上再现一个具有相应图像特性的图像组，

(4) 通过一个在图像计算机后台运行的图像处理过程计算该图像组的变动的图像特性，

5 (5) 按照具有该变动的图像特性的 CT 图像形式可视化该图像组。

即，可以在线进行图像清晰度、图像距离、层厚（层距）和/或图像截面、取向和位置的匹配而无需更新再现。

按照另一种优选的结构，在得到结果图像之后或者在得到所有选择性附加再现的结果图像之后，将结果图像存储在计算机装置中或者传送到另一个计算机装置中。在此存在这样的可能性，即，维持比公知的措施少得多的存储和/或传送能力。

尤其是，该存储或者传送可以在不存储或者传送一组横向断面图像（特别是薄断层图像）或者至少不存储或者传送完整的原始获取的断层组的条件下实现。

15 此外，如果一个公共的计算机程序支持步骤 a) 至 e)，则特别具有优势，其中，该步骤 a) 至 e) 由操作人员优选地在一个重叠的用户界面之下实施。

本方法还涉及设置用来实施按照本发明的方法的 X 射线计算机断层造影设备。

20

附图说明

下面，根据多个实施方式并借助于部分仅仅示意的附图 1 至 8 对本发明作进一步的说明。图中，

25 图 1 表示一台作为 CT 设备构成的、用于实施本发明方法的检查设备的部分透视图和部分框图，

图 2 以强烈的示意图表示一种借助于 CT 设备产生医疗上重要的患者图像的公知措施，

图 3 以强烈的示意图表示一种借助于 CT 设备产生医疗上重要的患者图像的根据本发明的措施，

30 图 4 表示本发明方法的第一实施方式的流程图，

图 5 表示一个概略表示的例子，

图 6 表示本发明方法的第二实施方式的流程图，
图 7 表示公知方法的流程图，和
图 8 表示本发明方法的第三实施方式的流程图。

5 具体实施方式

图 1 示出了一台第三代 CT 设备 1 的重要部分。其测量装置具有一个 X 射线辐射器 2 和一个作为检测器元件的多个行和列的多行或平面阵列构成的 X 射线检测器 5，其中，X 射线辐射器 2 带有设置在其前、靠近辐射源的聚焦装置 3，而 X 射线检测器带有一个设置在其前、没有明显表示出来的、靠近检测器的射线光阑，检测器元件中的一个在图 1 中用 4 标出。在图 1 中为清楚起见仅仅示出了四行检测器元件 4，不过，X 射线检测器 5 还可以具有更多行的检测器元件 4（例如共 16 行），也可以具有不同的宽度 b 。X 射线检测器 5 可以作为固体矩阵检测器系统构成，特别是作为平面图像检测器和/或作为包括一个闪烁体层以及一个对应的电子光接收矩阵的检测器构成。该检测器具有这样的优点，即可以利用很小的生产花费将该检测器制造为平面的 2D 图像检测器。

带有聚焦装置 3 的 X 射线辐射器 2 在一端和具有射线光阑的 X 射线检测器 5 在另一端这样相互相对地安装在一个（没有明确示出的）转动架（支架）上，使得在 CT 设备 1 运行时从 X 射线辐射器 2 发出的、通过可调的聚焦装置 3 聚焦的、金字塔形的 X 射线射线束（其边沿射线用 8 表示）落在 X 射线检测器 5 上。

可以借助于一个没有示出的驱动装置使转动架围绕系统轴 12 转动。系统轴 12 平行于在图 1 中表示出的空间直角坐标系的 z 轴展开。

X 射线检测器 5 的列同样在 z 轴方向上展开，而各行横跨系统轴 12 或者 z 轴展开，其中，在 z 轴方向上测量行的宽度 b ，例如为 1mm。

为了能够将检查对象（例如患者）置于 X 射线射线束的射线路径上，设置了一个放置装置 9，该放置装置可以平行于系统轴 12（即在 z 轴方向上）移动，而且是这样进行移动，使得在平移速度和旋转速度的比值为常数的意义下得到转动架的旋转运动与放置装置 9 的平行移动之间的同步，其中，通过选择每旋转一次转动架放置装置 9 的进动 h 的希望值，可以调整该比值。

即，在空间扫描时可以检查一个位于放置装置 9 上的检查对象的一个空间，其中，该空间扫描按螺旋扫描的形式在这样的意义下进行，即，在转动架旋转和转动架每旋转一次放置装置 9 就同时平移的条件下，记录多个来自不同投影方向的投影。在该螺旋扫描中 X 射线辐射器 2 的焦点 13 相对于放置装置 9 在一个螺旋轨道 14 上移动。除了该螺旋扫描外也可以选择序列扫描。

在螺旋扫描期间从检测器系统 5 的每个有效行的检测器元件 4 并行读出的、与各投影对应的测量数据，在数据准备单元 10 中经过数字/模拟转换、串行化并作为原始数据被发送到图像计算机 11，该图像计算机将图像再现的结果表示在诸如视频监视器的显示单元 16 上。

X 射线辐射器 2，例如 X 射线管由一个（可选为同样一起旋转的）发电机单元 17 提供必须的电压和电流。为了能够调整各必须的值，为发电机单元 17 分配一个具有键盘 19 的、允许必要设置的控制单元 18。

CT 设备 1 的其它操作和控制也是借助于控制单元 18 和键盘 19 进行，由此可以看出，该控制单元 18 与图像计算机 11 连接。

除别的之外，可以设置检测器元件 4 的有效行数，并由此设置聚焦装置 3 的位置和可以选择的、靠近检测器的射线光阑的位置，为此，控制单元 18 与分配给聚焦装置 3 和可以选择的、靠近检测器的射线光阑的调节单元 20 以及 21 连接。此外，可以设置转动架完全旋转一周所需的转动时间，由此可以看出的是，分配给该转动架的驱动单元 22 与控制单元 18 连接。

控制单元 18 与图像计算机 11 一起构成计算机装置 31，该计算机装置表示一个可以由单个操作人员掌握并在功能上完全利用的、集成的工作台。

图 2 以强烈的示意图示出了一个公知的标准工作流程，用于借助于 CT 设备 1 产生医疗上重要的患者图像。在获取步骤 41，由 CT 设备 1 及其图像计算机 11 产生许多作为初级数据组的轴向断层图像 43。尤其是在薄断层再现的情况下，产生例如大约 1000 幅这样的轴向图像。在每幅图像大约 1-2 秒的时间开销下，这最大能持续 15 至 30 分钟。该巨大的数据量在检查诊断和数据处理时产生问题。在 CT 设备 1 上产生的数据必须在一个另外的后处理步骤 45 中传递到一个另外连接的工作站上并在那里被进一步处理（导出的数据组）。部分图像数据甚至必须首先传递到图像存档及通信系统（PACS）中，以便从那里供工作站使用。然后，在工作站上借助于专门的

软件和用户在通过接口 46 进行交互的条件下进行特定的医疗应用或者处理。在此，进行后处理的人员必须从多个轴向断层图像 43 出发。因此，可以称为“断层检查诊断”。只要操作人员不拥有例如一个 3D 观察器，就可以例如按照本文开始提到的电影形式进入断层组中，以便获得或者定义诊断上重要的图像。后处理 45 的结果是一幅或少许几幅在诊断上重要的图像 47。如果在后处理 45 的范围内发现，初级数据组或者甚至原始数据组不适合于所希望的诊断任务，则必须再次返回到 CT 设备 1，并重新进行图像再现和数据传送或甚至重新扫描的全部步骤。最后，用户在计划初级数据（轴向断层图像）时就必须多多少少得知，为了得到高质量的二次图像（例如非轴向断面）哪些参数是必要的。

在图 3 中对比给出了按照与图 2 相同的方式的、根据本发明的措施。尽管首先同样由 CT 设备 1 产生许多断面图像 53。不过，在通过接口 56 与操作人员进行交互时仅仅显示借助于立体透视（VRT）的简洁和概略的三维表示。操作人员由此得到一种实时的可视化，并可以马上挑选出对于检查诊断重要的数据组。由此，可以直接将数据量在其形成的现场减少为很少的真正对诊断重要的图像 57。在此可以称为“立体检查诊断”。即，诊断上重要图像 57 的产生是数据记录的构成整体所需要的组成部分。数据记录和诊断上重要图像的产生在一个共同的步骤 51 中并在一个共同的软件用户界面之下进行，尤其是在共同的计算机装置 31 或者在共同的图像计算机 11 上进行。

此外，通过本发明的措施给出了视频实时质量控制的可能性，其中如果初级数据组或者甚至原始数据组不能以足够的质量适合于诊断任务，则可以立刻识别出。

图 4 详细示出了本发明方法的第一实施方式。

用户（操作人员、医生、放射科医生、MTA 等）首先从一个数据库中选择出一个预先定义的检查记录（符号 P）。将检查对象 61（患者）送入计算机断层造影设备 1 的开口中之后，该设备拍摄一幅 X 射线照片。然后，通过相应的输入确定检查区域或者扫描空间 63（符号 F）。接着在所希望的扫描空间 63 中进行螺旋扫描 S。在此，这样拍摄原始数据，使得由此可以产生一个各向同性或者接近各向同性的立体数据组。立体数据组的体素至少是近似于立方体形状。

图像 R 再现和其显示 A 的下列步骤由计算机装置 31 自动控制以及相对于螺旋扫描 S 实时地进行:

5 根据所选择的检查记录, 利用这样的方法和/或参数(标准核等)实施图像再现 R, 该参数保证迅速的数据处理, 而不用或不必要已经满足针对最后所希望的结果图像 71 的要求。在没有利用保证高图像质量的参数实施再现的条件下, 形成的断面图像 53 组满足对于借助概略表示 65 的下列计划模式(A, W)的要求。例如, 断面图像 53 不必是薄断层图像。从测量获得的数据按例如 MPR, MIP 或 VRT 的“实时体积增长模式”在概略表示 65 中表示出, 在 VRT 的情况下优选与用户交互。由此, 对于高分辨率的轴向
10 断面或者二次图像的计划在扫描结束后短短几秒就可以进行。

计划所需的、选择对于检查诊断重要的表示区域 67 的下列步骤 W 也可以在测量期间已经至少使用, 其中, 用户将监视器上增长的 3D 对象导引到所希望的表示平面中。用户借助于一个产生可以导引的荧光屏指示器的、对位置敏感的输入装置 69 进行对于检查诊断重要的表示区域 67 的选择 W,
15 尤其是针对结果图像 71 的大小、位置和/或取向进行选择。重要的是, 该观察部件是计算机断层造影设备 1 操作软件的构成整体所需要的组成部分, 从而直接在扫描之后可供使用的立体数据组可以作为定义一个薄断层序列的基础。只要用户没有明确要求显示所产生的断层组 53 的轴向断层图像, 计算机装置 31 就不进行该显示。

20 在定义了对于检查诊断重要的表示区域 67 之后, 计算机装置 31 在使用选择 W 中确定的参数(例如分辨率、层厚等)的条件下, 实施高质量的图像再现(B), 只要这对于所希望的诊断任务或者应用需要被作为输入。该图像再现(B)此时不必再在整个空间上伸展, 即, 不必再从扫描(S)时获得的原始数据中计算所有理论上可以计算的横向断面图像, 在可能时
25 也不必完全计算许多断面图像。不过, 只要(分别完整或部分地)计算断面图像 70, 就按较高的分辨率计算薄断层图像。然后, 从该断面图像 70 中计算出结果图像 71 并在显示器上表示出(D)。

也可以与所表示的不同, 将断面图像 70 不是作为轴向断面再现, 而是直接作为倾斜的断面图像(二次断面图像)再现, 对应于例如利用对于检查诊断重要的表示区域 67 在计划模式 A/W 中确定的斜率。
30

按照这种方式可以减少在形成现场, 即在模式上的数据量。迄今为止

仅仅在后处理的范围内可用的应用 (MPR, MIP, VRT, SSD) 直接用于检查诊断、归档和记录。在后面的将结果图像 71 传送到图像存档及通信系统 (PACS) 中, 要求相对很小的传送能力和在存档系统中相对很小的储存空间, 因为仅仅必须存放或者传送对于检查诊断重要的表示区域 67 中的数据, 而不是整个薄断层序列。

图 5 示出一个在 VRT 模式中的概略表示 65 的例子, 其中, 已经作为倾斜的断面图像选择了对于检查诊断重要的表示区域 67。在该表示中还为用户提供了放大功能。

图 6 详细示出本发明方法的第二实施方式, 该实施方式只要在下没有另外提到则与图 4 的实施方式基本上相同。

在该第二实施方式中已经以较高的质量对于概略表示 65 进行了图像再现。这可以例如对于计算机断层造影设备 1 的确定检查记录是如此。

根据概略表示 65 计算结果图像 71, 即根据作为概略表示 65 基础的断层组 53 进行计算, 而无需进行更新的图像再现。

只要需要, 特别是如果需要改变图像参数 (噪声、清晰度等), 则为了计算结果图像 71, 计算机装置在利用按照德国专利申请 DE 10238322.7 (Raupach 等人) 的方法的条件下执行回溯滤波。在轴向上和 z 方向上该滤波都实时地进行。设置的参数例如层厚、滤波器等一直被可视化。用户可以从一个图形集 (Galerie) 中近似地调整图像印象。可以利用图章图像 (Stamp-Image) 选择每个可以调整的滤波器。滤波也被视为图像获取一体化的组成部分, 由此给出了由于数据的“内部”(后)处理而访问完全获取的数据的可能性。这点可以用于通过对可用输入数据进行针对应用的优化来改进图像的质量。

计算机断层造影设备 1 可以利用其计算机装置 31 这样构造, 即, 计算机装置 31 自动地根据用户输入的诸如图像清晰度、层厚、图像断面等参数独立地判断, 重新再现或不重新再现地对结果图像 71 执行何种类型的图像计算 B。

在按照本发明的方法中, 直接在检查进行之后就可以预期地进行质量的评价, 而不必为此已经开始必要的高质量的重现过程。按照公知的方法, 该评价只能在所有图像序列的重现结束之后 (通常在许多分钟之后) 才回溯地进行。如果图像质量不充分, 则必须重新准备和进行图像再现。

在本发明的方法中通过直接产生对于检查诊断重要的图像序列显著减少了数据。作为标准后处理基础的薄断层序列可以省略。由此可以更快地诊断。被检查人体的压缩的在线概略表示使得可以对诊断上重要器官的断面图像进行面向解剖的选择。临床上重要的图像参数可以直接和立刻地获得匹配。通过对临床上重要的图像参数的预期选择、在线参数化和可视化可以进行优化的质量控制。比目前方法更简单的是，可以通过变动不同的再现核权衡例如各种图像印象。与另一个仅提供产生的轴向图像组的后处理相反，非轴向图像的集成计算提供了这样的优点，即，通过直接访问所获取的数据，特别是原始数据，优化地匹配图像计算，并由此能够并且是预期地产生更好的图像质量。

结果图像 71 可以是二次断面图像，也可以是初级断面图像，或者一般是任意图像类型的再现后的部分立体。

图 7 示出一个公知方法的流程图，而与之对比图 8 示出本发明方法的第三实施方式。相同的符号参见已经在上面描述的实施方式。

在公知的措施中进行如下的步骤：

A) 数据获取 79:

1. 装载预先定义的记录 (P),
2. 可选择地扫描一幅 X 射线图 (T),
3. 确定扫描空间 (F) 并进行螺旋或者序列扫描 (S),
4. 利用轴向薄断层图像组 81 设置、计划和实施薄断层序列再现 (TSR),
5. 结束检查,
6. 可选择地将 X 射线图作为参考图像传送到图像存档及通信系统 83 (Ü1);

然后，在将大的数据集合（导出的数据组，参见对图 2 的描述）传送到一个另外的、具有 3D 应用的控制台之后：

B) 后处理 85:

1. 将轴向薄断层图像组 81 装载到 3D 应用中，特别是装载到一个另外的计算机上 (L),
2. 选择对于检查诊断重要的表示区域、专门定义倾斜断面图像 84 的空间和参数，并例如借助于 MPR 或者 MIP 方法对其计算 (W'),
3. 存储该倾斜的断面图像 84 (M),

4. 将该倾斜的断面图像 84 传送至图像存档及通信系统 83。

该措施的缺点是，用户在计划轴向断面图像时必须确切的知道哪些参数是必需的，以获得高质量的二次断面，即倾斜的断面图像。

与此相比，本方面的第三实施方式进行如下的步骤，其中，数据获取和
5 后处理就软件而言集成在一个共同的操作界面 91 中。这表示为在 CT 设备 1 中实现的标准 workflow:

1. 装载预先定义的计划 (P),

2. 可选择地扫描一幅扫描照相图或者 X 射线照片 (T),

3. 确定感兴趣的扫描空间 (F) 并进行扫描 (S),

10 4. 从在 3. 中获得的原始数据实时地、即与辐射释放并行地再现 (R) 和存储按诊断质量的图像。在计算按诊断质量的图像之后，软件自动计算 (R) 计划区域，并自动转换为 3D 计划模式，其中显示概略表示 (A)。该概略表示包括待再现空间的按三个图像片段正交的视图，这些视图通过可以参数化的 MPR 或 MIP 方法计算。一个片段表示与再现方向同轴的断面，
15 另外两个正交视图在下面称为“侧面视图”。每个片段作为矩形示出待再现的区域以及另外两个断面的位置。

非轴向断面的计划可以在扫描 (S) 结束后几秒中实现，而不必以高质量的再现为条件。

20 5. 选择对于检查诊断重要的表示区域 (W)，特别是在空间中任意倾斜 (相对于 z 轴倾斜) 取向的断面图像：通过在概略表示中图形上的交互可以改变待再现区域的大小、位置和取向。通过断面轴的运动可以显示另外的断面。其它两个片段的内容分别被实时更新。

25 用户可以可选择地在单独附加的片段中得到所计划的图像组的预览。通过侧面视图和预览的组合，用户可以用特别简单的方式验证所计划的图像是否覆盖了所希望的区域。

用户确定待再现图像的目标参数，即，再现方法、图像距离和层厚，并将这些参数发送至软件的图像再现模块。

30 6. 直接按倾斜的断面图像的形式计算结果图像或者一组结果图像 (B)：图像再现模块通过按照目标参数优化的方法和再现参数直接计算所选区域的断面图像。这样可以避免由于层厚选择得过大或者轴向图像的分辨率选择得过低而造成的图像质量损失，以及由于层厚选择得不必要的小

和由此过多的轴向图像而造成的时间损失。

也可以采用与器官匹配的图像再现。根据图 7 的步骤 TSR 和 L 可以省略。即，在工作流中不是以计划高分辨率的轴向薄断层序列来开始，而是首先一次性计划并确定对于检查诊断重要的表示区域，然后再计算结果图像。

5

可以将结果图像显示在一个显示器上。

7. 结束检查，例如通过对应的用户输入来结束。

8. 在计划结束之后系统存储两个侧面视图中的一个作为参考图像。因此通过对对应断面的表示可以识别再现图像的位置。通过存储参考图像，系统保证了所形成的图像可以按照其在空间中的位置被对应。该方法可以类似于存储 X 射线照片上的断层线来实施。

10

然后，可以根据系统的不同配置由用户自动将结果图像连同参考图像一起发送到图像存档及通信系统 83，例如 HIS/RIS 系统或者一个胶片系统。

在空间倾斜的图像在工作流中与轴向图像完全一致地得到处理。也就是说，再处理、计算和做成胶片这些在临床工作流程中的特殊处理不再是必需的了。

15

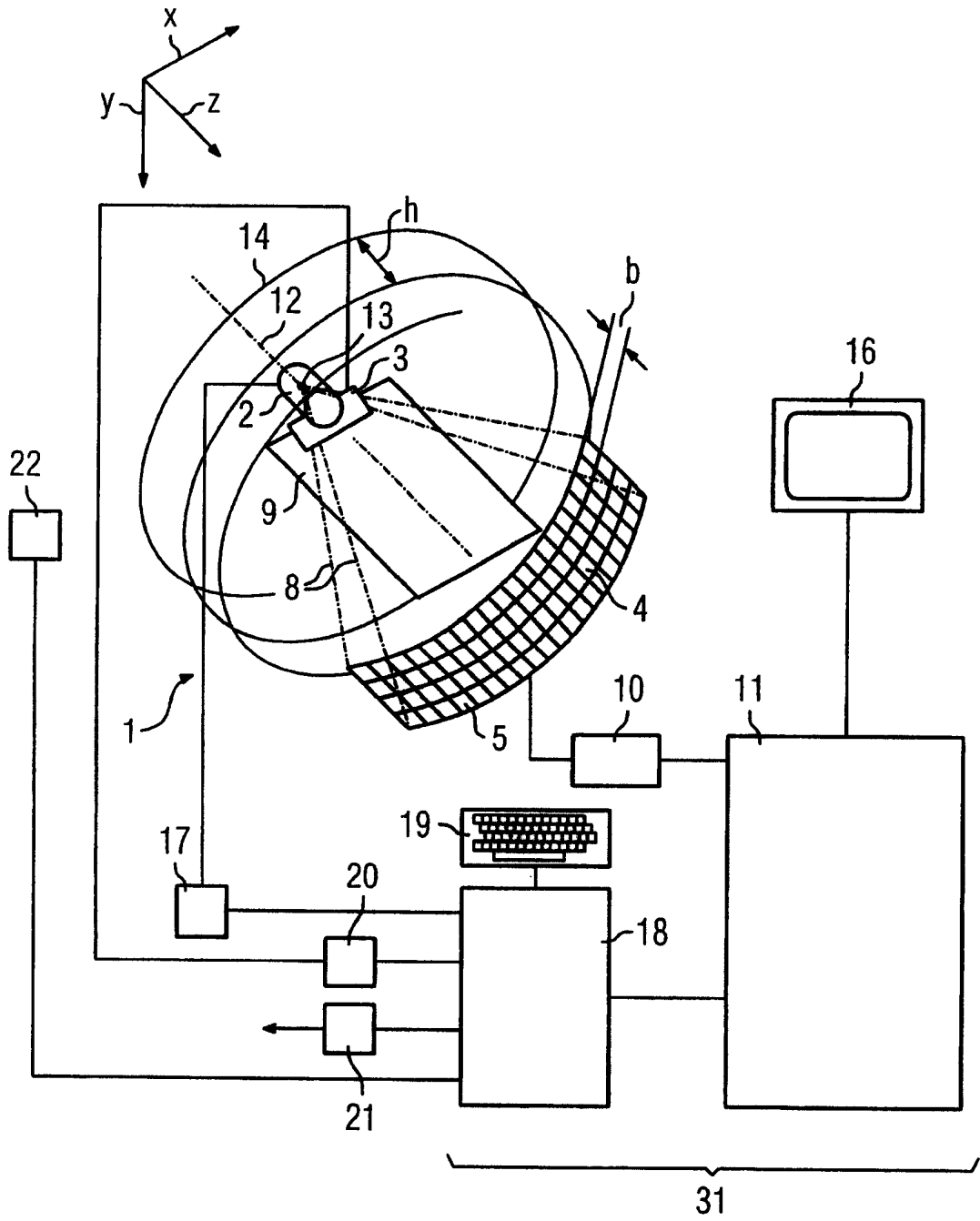


图 1

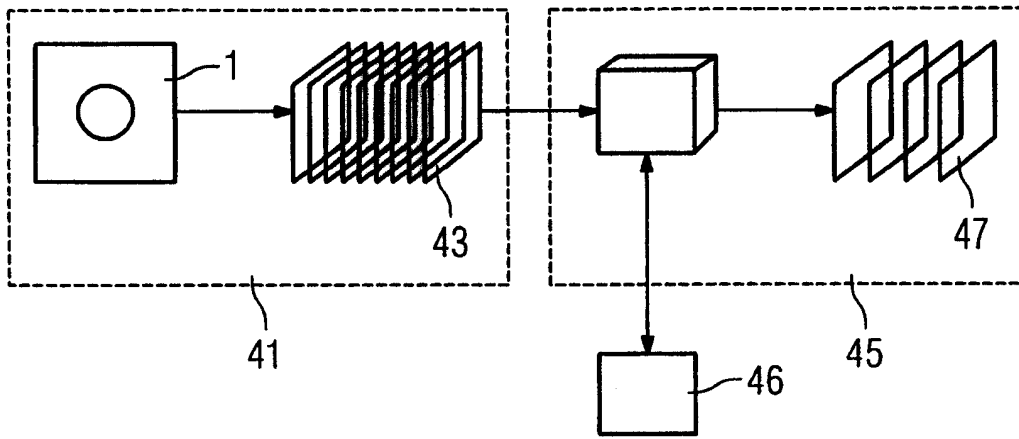


图 2

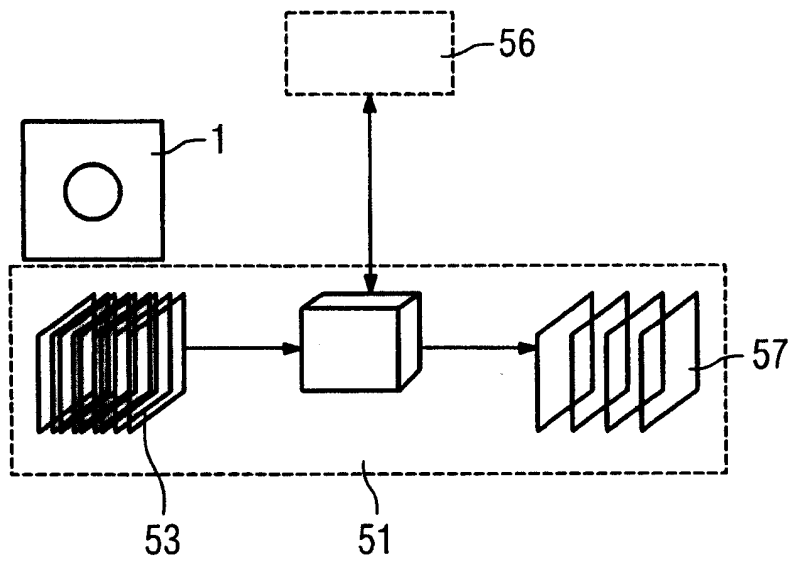
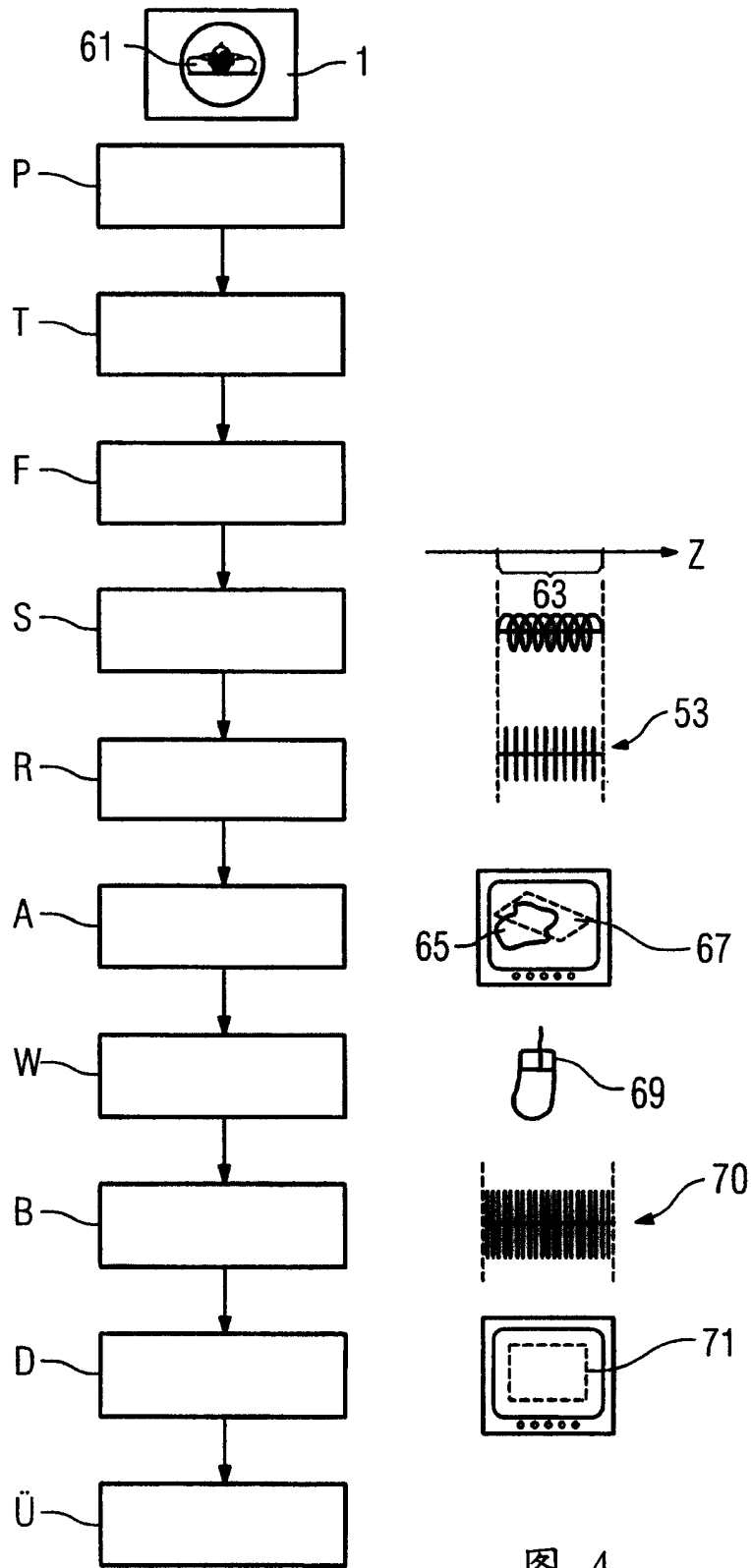


图 3



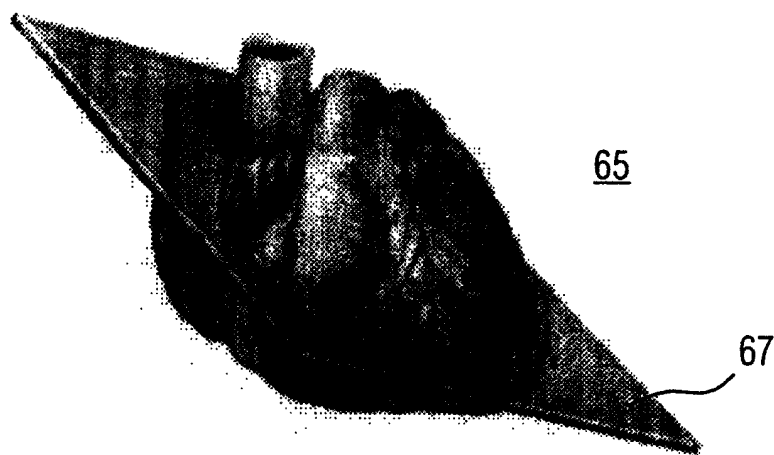


图 5

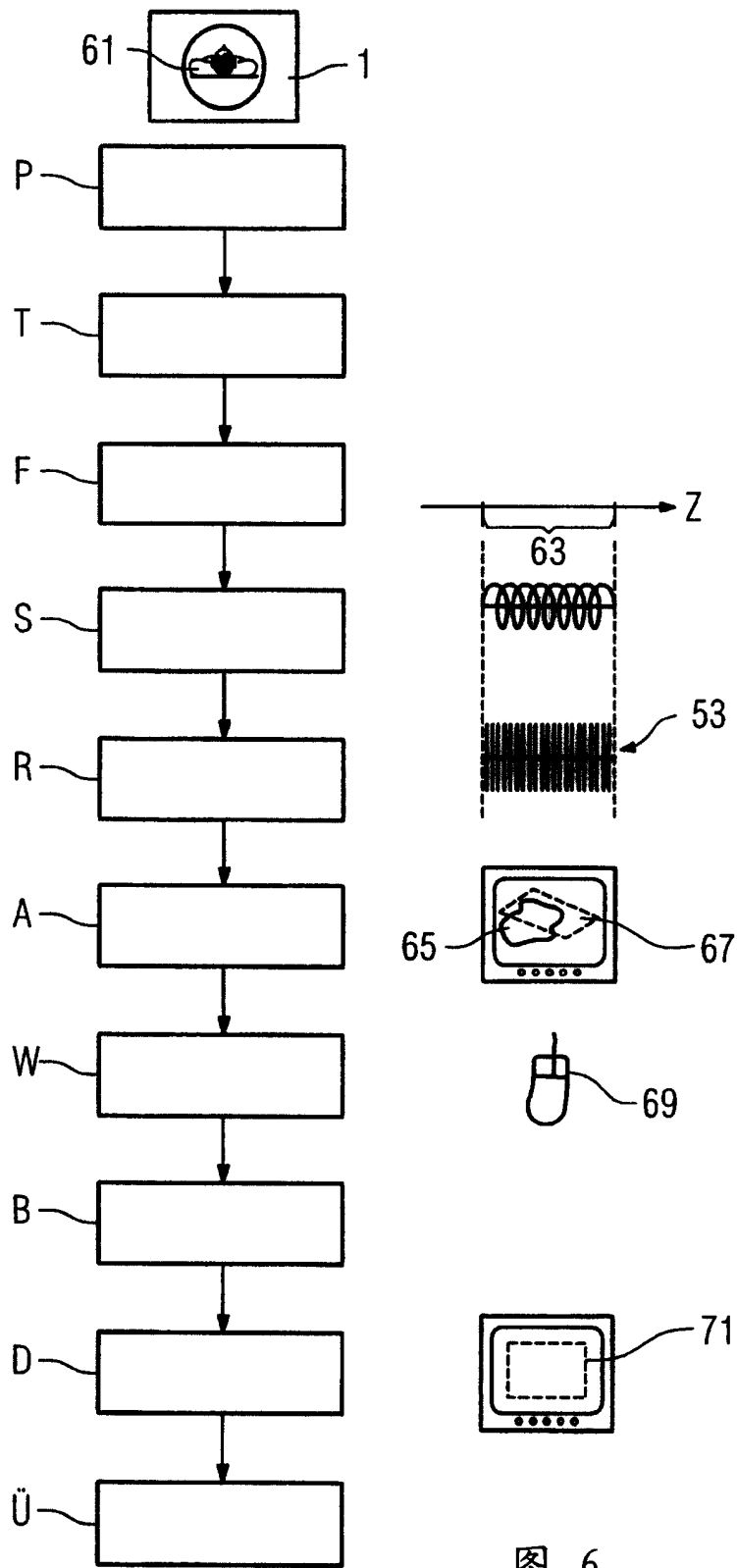


图 6

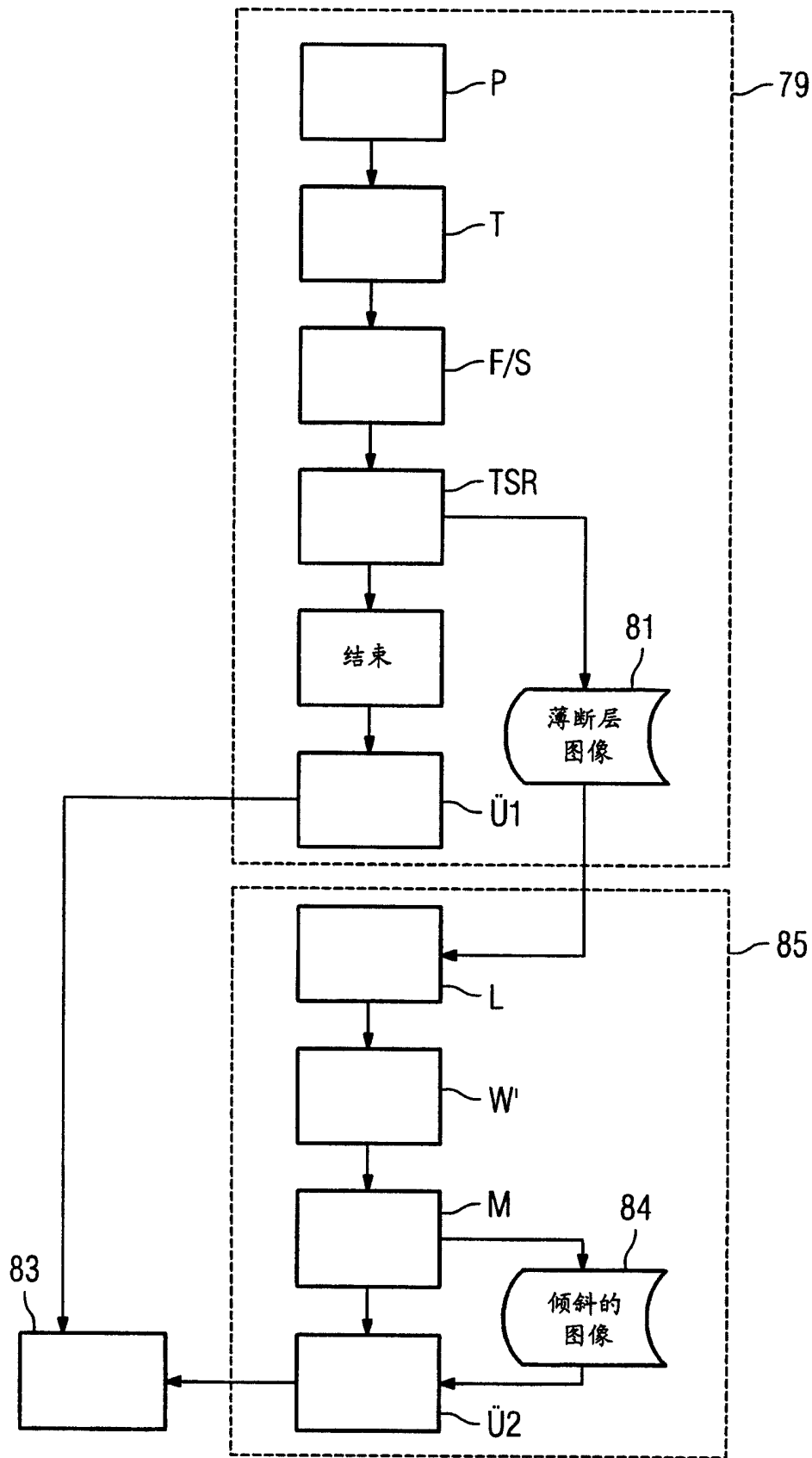


图 7

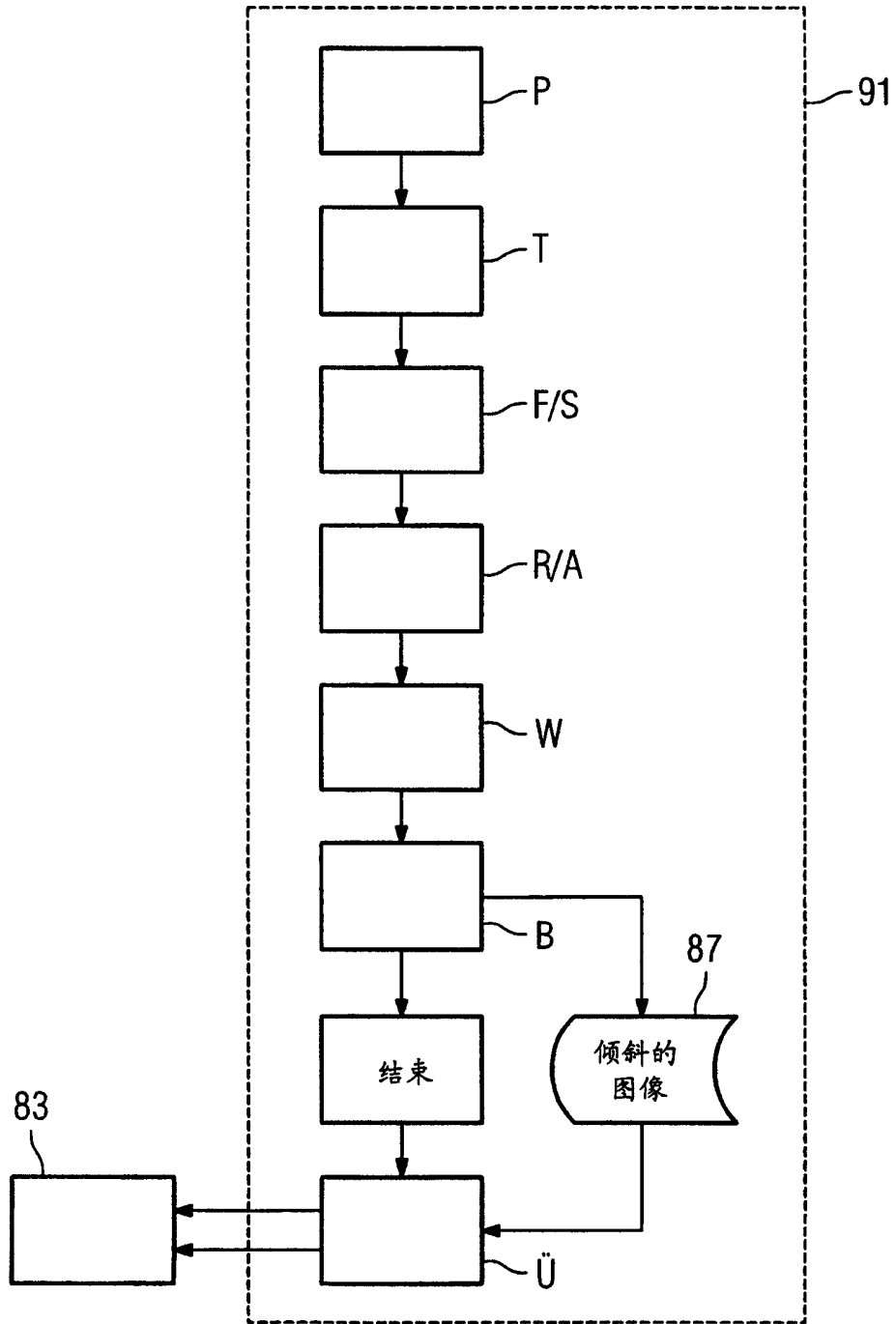


图 8