



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1781452 B

(45) 授权公告日 2012. 02. 08

(21) 申请号 200510126926. 6

(22) 申请日 2005. 11. 28

(30) 优先权数据

102004057308. 5 2004. 11. 26 DE

(73) 专利权人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

(72) 发明人 托马斯·布伦纳

克劳斯·克林根贝克-雷格

迈克尔·马施克 阿洛伊斯·诺特林

欧恩斯特-彼得·鲁尔恩肖夫

伯恩哈德·肖尔茨 伯恩德·施赖伯

诺伯特卡尔·斯特罗贝尔

卡尔·威森特 迈克尔·泽勒霍夫

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 邵亚丽 李晓舒

(51) Int. Cl.

A61B 6/02 (2006. 01)

(56) 对比文件

说明书第 0096-0119 段、附图 7-11.

CN 1213280 A, 1999. 04. 07, 说明书第 22 页第 22 行至第 23 页第 13 行、附图 8.

CN 1207888 A, 1999. 02. 17, 说明书第 6 页第 4-10 行、附图 9.

US 2003/0031299 A1, 2003. 02. 13, 说明书第 0096-0119 段、附图 7-11.

US 6041097 A, 2000. 03. 21, 说明书第 3 栏第 36 行至第 5 栏第 54 行、附图 1-3.

US 6236705 B1, 2001. 05. 22, 说明书第 7 栏第 7 行至第 8 栏第 27 行, 第 11 栏第 37-61 行、附图 1-11.

审查员 伍新中

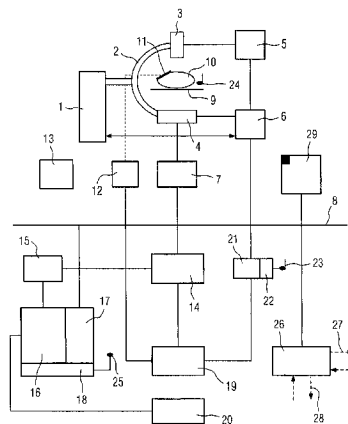
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 2 页

(54) 发明名称

用于旋转血管造影的血管造影 X 射线诊断装置

(57) 摘要

本发明涉及一种用于旋转血管造影的血管造影 X 射线诊断装置, 其包括: 在一个圆形轨道上围绕位于患者卧榻 (9) 上的患者 (10) 运动的 X 射线辐射器 (3), 在该圆形轨道上面对该 X 射线辐射器 (3) 运动的图像检测器单元 (4), 用于通过旋转血管造影拍摄多幅投影图像的数字图像系统 (6, 14), 用于进行将投影图像重建为 3D 立体图像的图像处理的装置 (20), 以及用于校正在拍摄系统中的物理效应和 / 或欠缺、如截取校正、杂散辐射校正、过辐射校正、环形伪影校正、对辐射硬化和 / 或低频降低的校正以显示投影图像和从中重建的 3D 立体图像中的软组织的装置 (19, 21, 22)。



1. 一种用于旋转血管造影的血管造影 X 射线诊断装置,其包括:
 - 在一个圆形轨道上围绕位于患者卧榻 (9) 上的患者 (10) 运动的 X 射线辐射器 (3),
 - 在该圆形轨道上面对该 X 射线辐射器 (3) 运动的图像检测器单元 (4),
 - 用于通过旋转血管造影拍摄多幅投影图像的数字图像系统 (6, 14),
 - 用于进行将投影图像重建为 3D 立体图像的图像处理的装置 (20), 以及
 - 用于校正在拍摄系统中的物理效应和 / 或欠缺以显示投影图像和从中重建的 3D 立体图像中的软组织的装置 (19, 21, 22), 该用于校正的装置具有多个部件来至少执行下列校正中的一种: 截取校正、杂散辐射校正、过辐射校正、环形伪影校正、对辐射硬化和 / 或低频降低的校正, 其中,
 - 所述部件是可选择性关断的, 和 / 或
 - 用来进行校正的顺序是能够选择的以及是能够按照其参数配置的。
2. 根据权利要求 1 所述的血管造影 X 射线诊断装置, 其特征在于, 所述用于校正的装置 (19, 21, 22) 具有一个分离的校正处理器。
3. 根据权利要求 1 所述的血管造影 X 射线诊断装置, 其特征在于, 所述用于校正的装置 (19, 21, 22) 这样构成, 即其引起对拍摄系统的校准。
4. 根据权利要求 3 所述的血管造影 X 射线诊断装置, 其特征在于, 所述用于校正的装置 (19, 21, 22) 这样构成, 即其引起几何校准、修正校准、强度校准和 / 或增益校准。
5. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的血管造影 X 射线诊断装置, 其特征在于, 所述用于校正的装置 (19, 21, 22) 这样构成, 即其引起截取校正。
6. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的血管造影 X 射线诊断装置, 其特征在于, 所述用于校正的装置 (19, 21, 22) 这样构成, 即其引起杂散辐射校正。
7. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的血管造影 X 射线诊断装置, 其特征在于, 所述用于校正的装置 (19, 21, 22) 这样构成, 即其引起过辐射校正。
8. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的血管造影 X 射线诊断装置, 其特征在于, 所述用于校正的装置 (19, 21, 22) 这样构成, 即其引起对低频降低的校正。
9. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的血管造影 X 射线诊断装置, 其特征在于, 所述用于校正的装置 (19, 21, 22) 这样构成, 即其引起环形伪影校正。
10. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的血管造影 X 射线诊断装置, 其特征在于, 所述用于校正的装置 (19, 21, 22) 这样构成, 即其引起对辐射硬化的校正。
11. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的血管造影 X 射线诊断装置, 其特征在于, 所述用于校正的装置 (19, 21, 22) 这样构成, 即其引起对患者 (10) 的运动的校正。
12. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的血管造影 X 射线诊断装置, 其特征在于, 所述用于校正的装置 (19, 21, 22) 这样构成, 即其引起对患者 (10) 的器官运动的校正。
13. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的血管造影 X 射线诊断装置, 其特征在于, 所述 X 射线辐射器 (3) 和图像检测器单元 (4) 分别设置在 C 型 (2) 的相应末端上。
14. 根据权利要求 13 所述的血管造影 X 射线诊断装置, 其特征在于, 所述 C 型 (2) 安装在地面和 / 或天花板上。
15. 根据权利要求 13 所述的血管造影 X 射线诊断装置, 其特征在于, 采用移动的 C 型 (2)。

16. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的血管造影 X 射线诊断装置,其特征在於,所述 X 射线图像检测器单元 (4) 是一个由 aSi 制成的、平面矩形或者正方形的半导体检测器。

17. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的血管造影 X 射线诊断装置,其特征在於,设置两对 X 射线辐射器 - 图像检测器单元 (4),它们构成一个双平面设备。

用于旋转血管造影的血管造影 X 射线诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于旋转血管造影的血管造影 X 射线诊断装置,其包括:可以在一个圆形轨道上围绕位于患者卧榻上的患者运动的 X 射线辐射器,可以在该圆形轨道上面对该 X 射线辐射器运动的图像检测器单元,用于通过旋转血管造影拍摄多幅投影图像的数字图像系统,以及用于进行将投影图像重建为 3D 立体图像的图像处理的装置。

背景技术

[0002] 世界上最参见的疾病是血管疾病,例如中风、动脉瘤或者腹部主动脉瘤(AAA)。在这些疾病中,迅速和可靠的诊断以及立刻采用的诊断对于康复过程是具有特殊意义的。

[0003] 对于这种疾病的诊断得到了成像方法的支持。在此,首先进行 CT 检查,以便准确地确定大脑出血或者不再流通血液部分的规模。在动脉瘤或者 AAA 的情况下确定血管变形的尺寸和形式。计算机断层造影提供了该感兴趣的软组织的良好诊断图像,但是 CT 设备由于难于接近患者而不允许治疗。因此,治疗一般总是利用血管造影的 C 型 X 射线系统的检查来进行的。迄今为止公知的血管造影 X 射线系统没有提供最佳的软组织分辨率,因此例如不能看到大脑出血。

[0004] 这导致在患者进行 CT 检查之后必须将其转移到一个在其中可以进行血管造影 X 射线检查的房间内。由此丧失了对患者进行治疗的宝贵时间。一种改进提供了这样的概念,即将计算机断层造影仪和血管造影 X 射线设备共同设置在一个房间中。该方案的缺点是,还必须总是要移动患者,并且两部相对昂贵的设备只能用于一种治疗。

[0005] 已经公开了借助于 C 型 X 射线设备进行血管造影 3D 拍摄的初步方法和装置。例如,可以利用带有工作站的 X 射线诊断设备建立颅骨和血管的 3D 照片。DE 10241184A1 公开了这样一种用于产生立体数据组的方法。其它提供 3D 照片的 C 型 X 射线设备的例子在如下文献中进行了描述:Electromedica 1/02, Euler 等人的“Initial Clinical Experiences with the SIREMOBIL Iso-C^{3D}”,48 至 51 页,DE 10047364A1,DE 19950793B4 以及 DE 10306068A1。移动设备通常不会带来足够的 X 射线辐射功率并因此只能很受限制的使用。DE 19509007C2 公开了一种用于建立断层照片的 C 型 X 射线诊断设备。不过,所有公知的 C 型分辨率都缺少对于细微软组织的最佳显示。

发明内容

[0006] 本发明要解决的技术问题是,这样来构造一种用于本文开始部分所述类型的旋转血管造影的血管造影 X 射线诊断装置,使得其组合了血管造影 X 射线设备的优点,又改善了可以进行诊断的软组织显示。

[0007] 按照本发明,上述技术问题是通过一个用于校正在拍摄系统中的物理效应和/或欠缺以显示投影图像和从中重建的 3D 立体图像中的软组织的装置来解决的。由于所进行的校正,这种用于旋转血管造影的血管造影 X 射线诊断装置仍可以可视化具有 10 个 Hounsfield 单位(HU)差值和 10mm 大小的对象。在此,用于校正的装置可以是一个分离的

校正处理器,或者是一个在现有校正处理器中或者 X 射线诊断装置的图像系统中的软件模块。

[0008] 由按照本发明的装置执行的方法与用于 CT 系统的公知方法类似;但是,在 CT 系统中 X 射线辐射器和 X 射线检测器在一个闭合的环形支架上旋转。开放的 C 型的使用需要额外的图像处理器以及对公知图像处理器的专门匹配和扩展。

[0009] 按照本发明的校正可以通过截取校正、杂散辐射校正、过辐射校正、环形伪影校正、对辐射硬化和 / 或低频降低的校正来执行。

[0010] 按照本发明,用于校正的装置具有一个分离的校正处理器。

[0011] 优选地,用于校正的装置这样构成,即其引起对拍摄系统的校准,例如几何校准、修正校准、强度校准和 / 或增益校准。

[0012] 如果用于校正的装置这样构成,即其引起对患者的运动和 / 或患者的器官运动的校正,则被证明是优选的。

[0013] 按照本发明, X 射线辐射器和图像检测器单元可以分别设置在 C 型的末端上。或者, C 型可以安装在地面和 / 或天花板上,或采用一个移动的 C 型。

[0014] 优选地, X 射线图像检测器单元是一个优选由 aSi 制成的、平面的矩形或者正方形半导体检测器,例如平面检测器 (FD)。

[0015] 也可以设置两个 X 射线辐射器 - 图像检测器单元,它们构成一个双平面设备。

附图说明

[0016] 下面结合在附图中所示的实施方式对本发明作进一步的说明。图中:

[0017] 图 1 表示本发明的 X 射线诊断装置,以及

[0018] 图 2 表示利用根据图 1 的 X 射线诊断装置进行检查的流程。

具体实施方式

[0019] 图 1 中示出了一个 X 射线诊断装置,其具有一个可旋转的支撑在支架 1 上的 C 型 2,在该 C 型的末端安装了 X 射线辐射器 3 和 X 射线图像检测器 4。

[0020] 也可以用使用地面和 / 或天花板支架来代替所示出的支架 1。该 C 型 2 也可以由所谓的电子 C 型 2 来代替,其中,对 X 射线辐射器 3 和 X 射线图像检测器 4 进行电子耦合,该电子耦合这样起作用,即例如由计算单元控制 X 射线辐射器 3 和 X 射线图像检测器 4 驶过一个圆形的轨道。

[0021] X 射线图像检测器 4 可以是一个优选由非晶形硅 (aSi) 制成的、平面的矩形和 / 或正方形半导体检测器。

[0022] 高压产生器 5 与系统控制器 6 连接并驱动 X 射线辐射器 3。如果 X 射线图像检测器 4 可以拍摄了,则系统控制器 6 还与该 X 射线图像检测器 4 (例如 aSi 平面检测器) 连接,以便同步控制 X 射线辐射器 3。同样,系统控制器 6 例如控制在支架 1 中安装的 C 型 2 的旋转电机并采集 C 型 2 位置的反馈。

[0023] 从 X 射线图像检测器 4 中读出的图像数据在预处理单元 7 中进行处理,并送入系统数据总线 8 中以便进一步分配。系统控制器 6 和预处理单元 7 可以是图像系统的部件。它们还可以实现为分离的硬件或软件。

[0024] 在 X 射线辐射器 3 的辐射路径上,患者 10 位于患者卧榻 9 上,其对应于其对 X 射线辐射的透明性衰减了 X 射线辐射,该 X 射线辐射由 X 射线图像检测器 4 采集。

[0025] 在患者 10 上安装了生理传感器,例如可以是 EKG 电极 11 和 / 或呼吸传感器 (没有示出)。EKG 电极 11 与一个生理信号处理器 12 连接。供电单元 13 为各个装置提供其所需要的电压。

[0026] 由预处理单元 7 处理的 X 射线图像检测器 4 信号中的图像数据被送入一个处理 X 射线图像的图像处理单元 14。后者一方面通过 2D 处理器 15 与 2D-3D 显示单元 16 连接。该 2D-3D 显示单元 16 与输入单元 17 (用户 I/O) 和 3D 显示控制器 18 构成一个再现单元。

[0027] 为了将 3D 显示与进行检查并观察 2D-3D 显示单元 16 的医生的头部运动进行匹配,可以在 3D 显示控制器 18 上连接用于头部运动传感器的接收器 25。

[0028] 此外,图像处理单元 14 还与校正图像伪影和图像的校正单元 19 连接。该校正单元 19 的输出信号通过 2D-3D 显示单元 16 的 3D 图像重建 20 用于三维重建。

[0029] 系统数据总线 8 还连接了校准单元 21 和位置传感器接口 22,该接口与接收从检测患者移动的患者传感器 24 输出的信号的接收器 23 连接。传感器 24 可以借助于电磁波 (例如超声波) 识别位于患者卧榻上患者的移动,并且将其例如通过无线电波在接收器 23 上报告。

[0030] 为了向外部通信,在系统总线 8 上连接了 DICOM 接口 26,该接口通过数据线 27 与 HIS 交换患者数据,并且通过其它数据线 28 借助于医院的企业内部网或者通过因特网交换图像数据。DICOM 接口 26 可以具有 MPPS (Modality Performed Procedure Step, 模态执行的程序步骤) 功能。

[0031] 此外,在系统数据总线 8 上连接了图像数据存储单元 29,后者起到临时存储由预处理单元 7 提供的图像数据的作用,从而该图像数据随后可以由图像处理单元 14 调用和 / 或通过 DICOM 接口 26 传递。

[0032] 所有的处理器可以作为分离的硬件或者软件实现并且集成在图像系统中。

[0033] 也就是说设置了一个血管造影 X 射线诊断装置,其具有至少一个可旋转支撑的 C 型 2 (在其末端上安装了带有辐射光阑的 X 射线辐射器 3 以及 X 射线图像检测器 4)、高压产生器 5、患者卧榻 9、辐射器和检测器支架 1 以及数字图像系统 14。此外,使用了图像处理器 20,其允许通过旋转血管断层造影拍摄多个投影图像。这些投影图像在图像处理器 20 的帮助下被重建为 3D 立体图像。

[0034] 按照本发明,设置了图像伪影和校正处理器 19、21 和 22,它们使得可以良好地显示投影图像以及从中重建出的 3D 立体图像中的软组织。同时保留了血管造影 X 射线诊断装置的迄今的优点,如好的细节分辨率和对患者的可达性。

[0035] 在此,带有 X 射线辐射器 3 和 X 射线图像检测器 4 的 C 型 2 优选地移动至少 180° 的角度范围,例如 180° 加扇形角,并且以较快的顺序从不同的投影拍摄投影图像。重建只可以从所拍摄的数据的部分区域中进行。

[0036] 在此,可以将由 C 型 2、X 射线辐射器 3 和 X 射线图像检测器 4 组成的装置安装在地面或者天花板上。或者,对于特定的应用可以采用移动的 C 型。

[0037] X 射线图像检测器 4 优选地是一个 aSi 平面检测器。

[0038] 为了进行 3D 重建,由 C 型设备 2 至 4 在部分环绕期间拍摄三维 (3D) 对象的二

维 (2D) 锥形辐射投影。从该组 2D 投影中可以例如利用在 L. A. Feldkamp、L. C. Davis、J. W. Kress 的“Practical cone-beam reconstruction” (J. Opt. Soc. Am. A, Vol. 1, No. 6, 612-619 页, 1984) 中描述的 Feldkamp 算法, 计算或估计作为基础的 3D 对象函数。不过, 利用这种基于“滤波反向投影”原理的方法最多可以在数学上精确地计算一个断层, 即位于圆形环绕的轨道中的中央平面。位于中央平面之外的断层只能被近似地计算。因此, 这导致在一次圆形环绕中不能收集为了精确计算位于中央平面之外的断层所需要的所有数据。尽管有这种限制, Feldkamp 算法目前还是提供了一种在计算花费和结果之间有吸引力的折衷。从数学观点来看, 可以利用精确的 3D 重建方法实现更精确的结果。在此特别令人感兴趣的是同样具有滤波反向投影的高效、精确的 3D 重建方法, 例如由 A. Katsevich 在 Int. J. Math. Math. Sci. 21, 1305-1321 页, 2003 中“A general scheme for constructing inversion algorithms for cone beam CT”所公开的。

[0039] 例如, 利用 Feldkamp 算法进行 3D 重建。同样可以采用其它用于重建的算法, 例如 3D 反投影 (Grangeat 算法)、Defrise-Clack 滤波反向投影、傅立叶方法或者迭代方法, 例如由 F. Natterer 和 F. Wübbeling 在 Society for Industrial and Applied Mathematics, Philadelphia 2001 的“Mathematical Methods in Image Reconstruction”中所描述的。

[0040] 不过, 在此必须额外地考虑非理想的焦点和检测器轨道轨迹。K. Wiesent 等人在“Enhanced 3-D Reconstruction Algorithm for C-Arm Systems Suitable for Interventional Procedures”, IEEE Trans. Med. Imag., Vol. 19, No. 5, 2000 中描述了一种涉及非理想的 C 型几何和部分环绕的重建方法。作为替换, 也可以采用其它的分析锥形辐射方法、代数和 / 或统计的重建方法。

[0041] 伪影和校正处理器由多个子处理器组成, 这些子处理器可以由硬件、软件或者硬件和软件的组合构成。各个处理器是可以单独关断的。用来进行校正的顺序是可以选择的以及是可以按照其参数配置的, 从而可以存储并通过输入检查名称、例如“Stroke (中风)”来激活具有不同参数的各种检查类型, 以及通过网络对包括图像处理和图像和 / 或数据分配在内的整个 X 射线设备进行参数化和预先设置。

[0042] 采用下列伪影和校正处理器作为校正图像伪影和图像的校正单元 19:

[0043] 用于校准拍摄系统的处理器

[0044] 在开始时对拍摄系统进行的校准由多个部分组成:

[0045] 1. 几何校准:

[0046] 利用几何校准对每个投影确定 X 射线光学系统、即 X 射线焦点的位置以及 X 射线检测器 4 的位置和取向。为了能够实现带有较高空间分辨率和无伪影的重建这点是重要的, 因为 C 型 X 射线系统可能具有由于不稳定而造成的与理想圆形轨道的偏差。

[0047] 2. 仅仅针对 X 射线图像放大器的校正, 不必对平面检测器进行:

[0048] X 射线图像放大器的投影图像具有失真, 其一部分由于地磁场形成、另一部分由于电子光学系统的欠缺而形成。这种失真在一种校正方法中被消除。

[0049] 3. 强度校准:

[0050] 利用强度校准为在投影图像中的每个灰度值分配了一个强度 I 和 (在没有对象的情况下确定了强度 I_0 后) 一个线性积分 $p = \ln(I_0/I)$ 。该线性积分是相应重建算法的输入。

[0051] 4. 增益校准：

[0052] 借助于所谓的“平面场图像 (Flat Field Image)”进行 X 射线检测器 4 的增益校准。为了抑制在重建的图像中造成伪影（例如环形伪影）的固定图案噪声，该增益校准是很重要的。为此，利用“平面场图像”对每个所测量的投影进行校正。

[0053] 截取校正

[0054] 每个实际的 X 射线拍摄设备具有有限尺寸的 X 射线检测器。因此，不再可以完全采集其投影超出 X 射线检测器的尺寸的对象，而是形成所谓的截取投影。总的来说，不能从截取的投影中对 3D 对象函数进行精确的重建，即使作为基础的算法原理上在完全拍摄投影的条件下可以达到这点。外插方法是公知的，利用该方法可以改善重建的 3D 立体的质量，例如由 B. Ohnesorge, T. Flohr, K. Schwarz, J. P. Heiken 和 K. T. Bae 在“Efficient correction for CT image artifacts caused by objects extending outside the scanfield of view”, Med Phys, vol. 1, 39-46 页, 2000 中描述的。如果追求更精确的分辨率，则通常要参考先验信息、例如 CT 数据组（参见 K. Ramamurthi, J. LPrince, “Tomographic Reconstruction for Truncated Cone Beam Data Using Prior CT Information”, MICCAI (2), 134-141, 2003）。

[0055] 杂散辐射校正

[0056] 与放射线照相术相反，杂散辐射在 CT 重建中不仅导致信噪比的恶化，而且还导致依赖于对象的灰度值失真，如“成杯状 (Cupping)”以及方格形或阴影伪影，这些伪影既可以强烈地影响到定量的精度、又可以强烈地影响对低对比度的可识别性。

[0057] 在带有一行或者多行检测器阵列的常规 CT 设备中，可以借助于缝隙形的准直器将杂散辐射减小到其在实际中不再影响图像。但是，在具有平面检测器的 CT 中整个被透视的身体横断面起到了杂散辐射源的作用，其中，到达平面检测器的杂散辐射的强度甚至可能超过未衰减的主辐射。通过采用杂散辐射光栅尽管可以有选择地减小部分杂散辐射，但是总还是影响图像，因此不能忽略（散射百分比在颅骨拍摄中约为 25%，而在喉咙、骨盆或腹部拍摄中约为 50%）。

[0058] 杂散辐射校正方法由两个部分组成，即一个用于估计检测器平面中的杂散辐射分布的方法和一个校正算法。为了估计杂散辐射，例如由 R. Ning, X. Tang, D. L. Conover 在“X-ray scatter suppression algorithm for cone beam volume CT”, Proc. SPIE, Vol. 4682, 2002, 774-781 页中提出了一种利用公知的光束停止方法 (Beamstop-Method) 的测量方法，但是该方法由于对医疗工作流的可处理性几乎不被推荐。另外一些方法基于这样的计算模型，即其可以按照足够的精度与测量和 / 或 Monte-Carlo 仿真计算相适应并形成明显的图像改善。还有直接在投影图像上运行的例如由 US5666391 公开的计算模型，或者在德国专利申请 102004029009.1 中描述的、构造成使用来自立体重建的信息的迭代方法。

[0059] 过辐射校正

[0060] 与现代 CT 检测器相比，在 C 型系统中采用的 X 射线图像检测器的比特深度 (Bittiefe) 目前较小（对于 CCD 摄像机是 12 比特以及对于平面检测器是 14 比特；而对于 CT 检测器是 18 至 20 比特）。因此，在投影中经常出现过辐射，这又导致在重建中的伪影。这种过辐射伪影可以通过在避免削波的条件下将投影值进行外推而得到减小。

[0061] 低频降低

[0062] 由于在 X 射线图像检测器中的散射光而在投影图像中形成了一个背景,该背景在数学上对应于利用点扩展函数进行的卷积。这种背景在重建的图像中导致伪影(类似于杂散辐射),但可以通过对投影数据进行对应的去卷积得到校正。

[0063] 环形伪影校正

[0064] 即使在对 X 射线图像检测器 4 的细心校准的条件下,各个检测器像素的测量数据还是有测量错误和波动。这种错误导致在重建图像中的环形伪影。使用适当的(径向和圆形作用的)滤波器,可以将环形图像从对象图像中分离出来。首先,优选地通过对原始图像的径向中值滤波和随后的相减来检测出环形结构。同样也可以采用其它径向平滑的滤波。通过在圆形方向上对该图像的平滑消除了其中包含的噪声成分。最后将这样得到的环形图像从原始图像中减掉。

[0065] 对辐射硬化(“Beam Hardening,光束硬化”)的校正

[0066] 根据 H. Barrett, W. Swindell 在 Radiological Imaging, Vol. 2, Kap. 7 中的描述, X 射线辐射在穿透能吸收的对象时的硬化会使在轴向图像中朝着图像中心以逐渐变小的灰度值重建图像元素。这种所谓的钥匙效应妨碍了均匀的图像印象。如果将投影数据换算为一种设想的单色 X 射线辐射,则可以避免该钥匙效应。这种换算对于软组织来说在一个预重建中进行,而对于较密的对象(如骨骼和金属)则在一个具有后续第二图像重建的后重建步骤中进行。

[0067] 用于患者运动的运动校正的处理器

[0068] 该方案可以基于从现有的 2D 照片中对运动进行计算,或者可以通过一个设置在患者身上的运动检测器确定运动并用于图像校正。US6233476 和 US2001/0031919 公开了用于结合医疗仪器的电磁定位来补偿患者运动的运动检测器。设置在患者身上的运动检测器 24 优选地实现为无线,例如利用“蓝牙”实现。

[0069] 对由于心脏跳动引起的器官运动的校正(“ECG-Gating,心电图选通”)

[0070] 为此,记录患者的 EKG 并送入图像系统的校正单元。通过对应的校正算法可以从图像重建中计算出运动伪影。

[0071] 消除由于呼吸引起的运动伪影的处理器

[0072] 为了消除呼吸伪影可以使用胸带(Brustband),通过对应的传感器确定呼吸的幅度和频率,并引入到图像处理单元中的校正计算中,该图像处理单元从图像信息中计算出运动伪影。或者,可以从 EKG 信号的包络中计算出幅度和频率并引入到图像处理单元的校正单元 19 中。通过对应的计算可以将运动伪影从图像重建中计算出来。

[0073] 利用本发明的血管造影 X 射线诊断装置的检查流程由在图 2 中示出的下列步骤组成:

[0074] a) 输入:

[0075] 手动或者通过数据接口(例如 DICOM)进行患者的登录、识别和记录

[0076] b) 定位:

[0077] 在检查桌上放置并定位患者

[0078] c) 拍摄:

[0079] 利用至少两个投影照片拍摄至少 180° 的旋转血管造影(提高投影的数量和角度

范围将改善图像质量)

[0080] d) 校正:

[0081] 通过按照本发明的校正处理器进行伪影校正

[0082] e) 3D 重建

[0083] 重建 3D 立体图像

[0084] f) 3D 显示

[0085] 在显示器或投影装置上显示 3D 立体图像

[0086] g) 治疗:

[0087] 实施治疗措施, 优选为最小的介入

[0088] h) 治疗成功?

[0089] 通过重复步骤 c) 至 f) 来检验治疗措施

[0090] i) 文件编制:

[0091] 在集成的计算单元上将诊断和治疗编制成文件

[0092] j) 输出:

[0093] 允许患者离开、优选地通过医疗数据网络(如 DICOM-MPPS) 发送并归档编制成文件的诊断和治疗数据。

[0094] 作为对于降低了分辨率要求的应用的另一种实施方式, 建议利用离散断层造影的方法从很少的投影中产生 X 射线图像。特别是在最初的具有较高分辨率的 3D 图像数据组之后产生。例如, 在 DE 10224011A1 中描述了一种用于离散断层造影的方法。这具有这样的优点, 即患者和医疗人员仅仅承受很小的辐射负担。

[0095] 这些拍摄可以额外地通过注入造影剂而得到支持。拍摄可以选择地按照 DSA 模式或者没有 DSA 来进行。

[0096] 图像系统为了显示 3D 照片具有 3D 显示器、优选为平面荧光屏。该方案允许在没有辅助装置(如 3D 眼镜)的条件下进行三维观察。

[0097] ●此外, 观察者可以佩戴具有位置传感器的头带(Kopfband) 或者正常的眼睛, 使得通过对应的处理器将观察者的视线方向与对 3D 对象的观察方向同步。在 US 5646525 中描述了一种确定观察者的视线方向并且跟随图像对象的例子。

[0098] ●作为替换或者额外地可以按照 2D 或 3D 显示将 2D 或者 3D 照片通过投影装置(“Beamer”) 投影到一个投影面上, 例如检查房间的墙壁上, 如在 DE 10036143C2 中所描述的。

[0099] 检查装置包含一个带有 MPPS (Modality Performed Procedure Step, 模态执行的程序步骤) 的 DICOM 接口 26, 该接口可以处理所有的图像信息和患者数据。

[0100] 利用该装置除了正常的 2D X 射线检查之外可以进行 3D 重建。

[0101] 有意义的是, 将患者卧榻 9 实现为具有可被 X 射线穿透的台板和至少一个下列特性:

[0102] ●纵向翻转(Längskippung),

[0103] ●对所有运动的电机支持,

[0104] ●直至 90° 的翻转能力,

[0105] ●侧向翻转,

[0106] ●针对附件的固定轨道。这些附件可以是至少一个所述系统的附件。

[0107] 适当的是,集成一个例如 Medrad & Tyco Healthcare 公司的造影剂注射器。

[0108] 此外,可以集成一个用于监控患者的生命机能的患者监视系统。由此,可以在患者的生命参数低于或者高于确定的边界时触发警报。也可以引入一个用于进行麻醉的子系统,例如麻醉呼吸机。

[0109] 提出的方案具有这样的优点,即,利用单一的系统明显可靠和迅速地执行目前利用多个医疗设备进行的诊断和治疗。利用该方案可以用一个装置对处理进行规划、实施和监控。

[0110] 取代作为 X 射线图像检测器 4 的平面检测器,也可以使用例如具有耦合的 CCD 摄影机的 X 射线图像放大器。不过,由此使得本发明的旋转血管造影更难实施,因为在 x 射线放大器中会产生圆形的图像,其由于在 x 射线放大器上的几何失真还在圆形的图像边沿具有额外的失真。这使得必须对图像重建的算法进行匹配,从而需要额外的失真校正。

[0111] 本发明的装置通过采用具有血管造影 X 射线诊断装置的血管造影计算机断层造影 (ACT) 改善了可以进行诊断的血管造影检查。由此,在进行血管造影步骤的期间可以产生类似于 CT 的图像。

[0112] 神经与血管的处理总是带有并发症的危险。通过本发明的装置可以在进行血管造影的检查时可视化由于动脉瘤的破裂引起的局部出血。此外,可以显示大脑的脑室系统以支持诊断的病理处理。也可以在排泄过程期间引导以及观察破裂。

[0113] 本发明的装置使得可以在腹部检查过程中进行极好的诊断,也可以在穿刺和排泄时进行介入式的支持。

[0114] 对于肿瘤上的应用本发明的装置使得可以在所有身体部分内部可视化肿瘤,从而可以实现一种全新的方法来实施对于肿瘤的活组织检查或者治疗,例如栓塞或者切除。

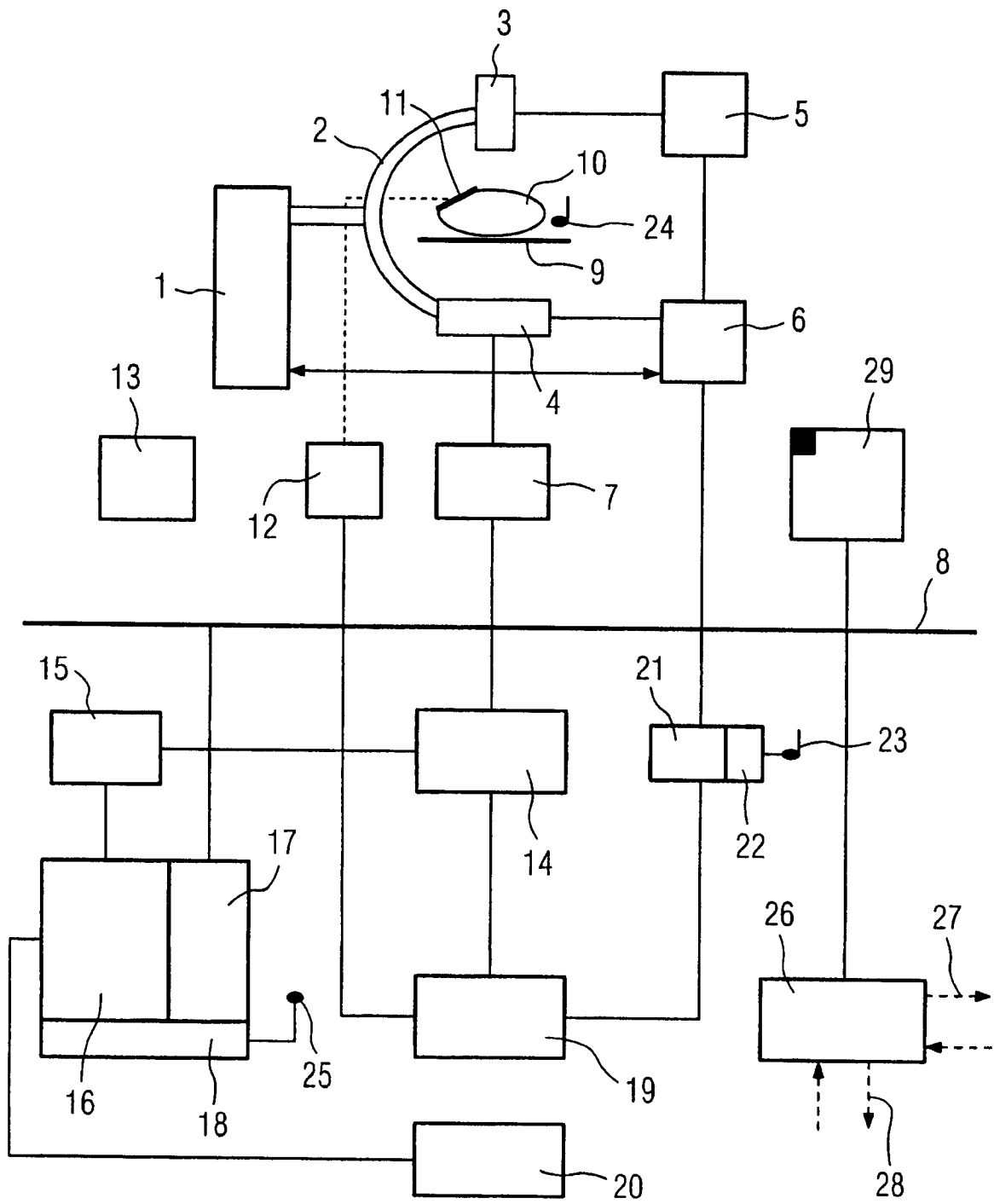


图 1

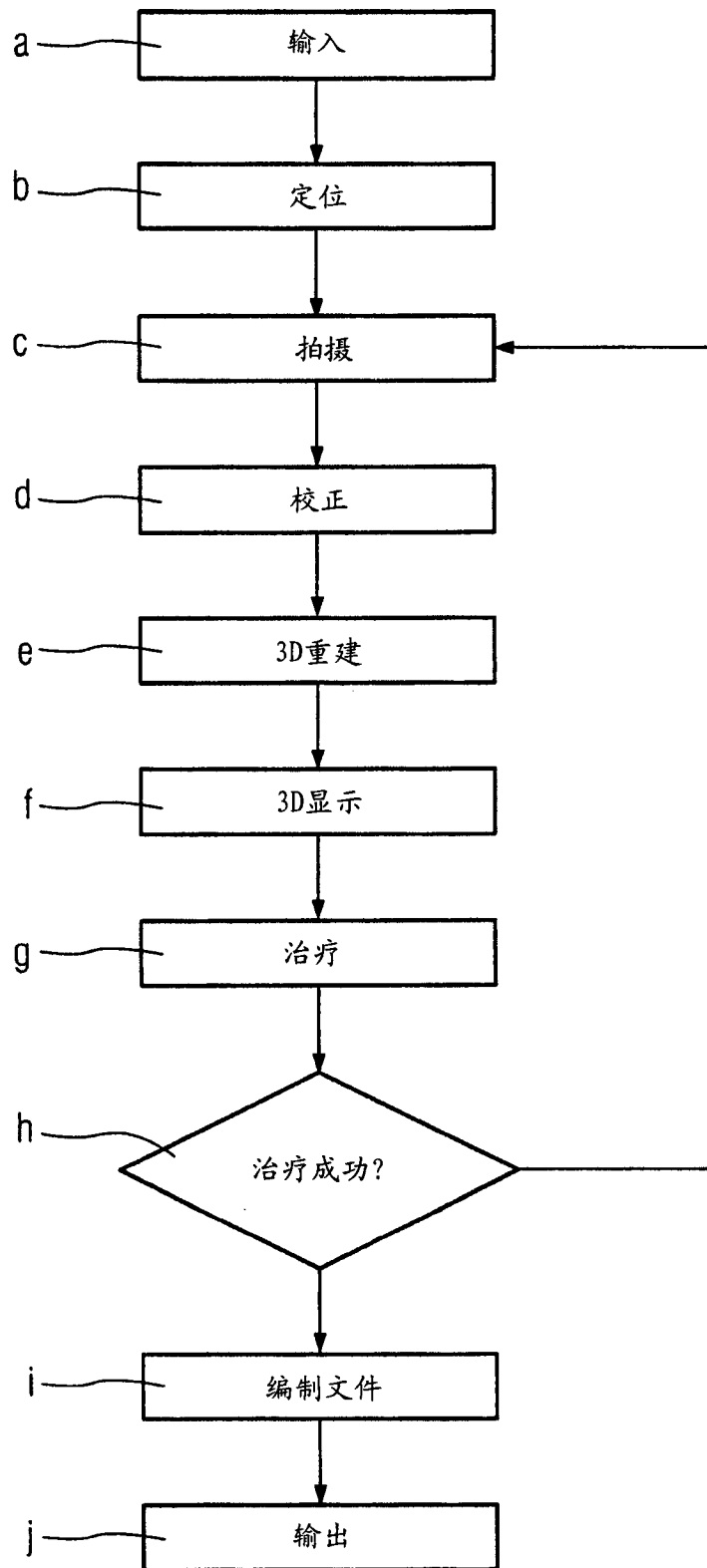


图 2