



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101150986 B

(45) 授权公告日 2010.07.14

(21) 申请号 200680010353.3

(22) 申请日 2006.03.16

(30) 优先权数据

05102456.0 2005.03.29 EP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2007.09.28

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2006/050818 2006.03.16

(87) PCT申请的公布数据

W02006/103580 EN 2006.10.05

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 R·J·F·霍曼 D·巴比克

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 李亚非 谭祐祥

(51) Int. Cl.

A61B 6/00(2006.01)

(56) 对比文件

WO 2005/020148 A1, 2005.03.03, 全文.

WO 2004/103198 A1, 2004.12.02, 全文.

US 2003/0208116 A1, 2003.11.06, 全文.

US 2002/0090058 A1, 2002.07.11, 说明书第 0007-0008 段, 第 0011 段, 第 0038 段, 第 0045 段, 第 0048 段、附图 1, 2, 4.

US 2005/0015006 A1, 2005.01.20, 全文.

CN 1720004 A, 2006.01.11, 全文.

Shirley A.M.Baert, et al. Three-dimensional guide-wire reconstruction frombiplaneimage sequences for integrated display in 3-Dvasculature. IEEE Transctions on Medical Imaging22 10.2003, 1252-1258.

审查员 孔祥云

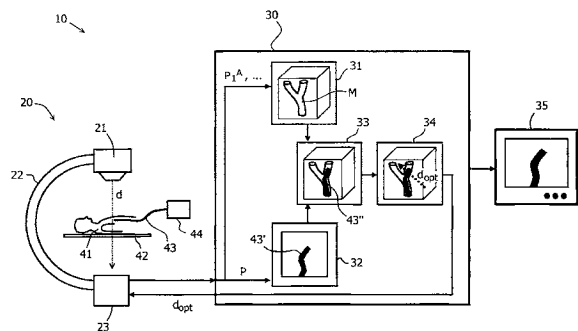
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 1 页

(54) 发明名称

观测在脉管系统中的导管的方法与设备

(57) 摘要

本发明涉及用于观测在脉管系统中的导管 (43) 的方法与检查设备 (10)。首先,脉管系统的 3D 模型在注射造影剂期间在由 C 形臂系统 (20) 所产生的不同方位的 X 射线投影 (P_1^A, \dots) 的帮助下重建。之后,从该 3D 模型确定该导管 (43) 的移动廊道 (M)。在检查流程期间,产生当前投影 (P), 其显示可与该重建的 3D 模型及 / 或该移动廊道 (M) 重合的该导管的图像 (43')。基于该导管在该脉管几何形状的该 3D 模型或该移动廊道 (M) 中已知的当前位置 (43''), 可由该 C 形臂系统 (20) 确定并采取下一将要产生投影的最优投影方向 (d_{opt})。



CN 101150986 B

1. 一种用于观测在身体体积中的仪器 (43) 的检查设备 (10), 其包括:
 - a) 成像装置 (20), 其用于产生具有可调整投影几何形状 (d) 的所述身体体积的当前投影 (p);
 - b) 数据处理单元 (30), 其连接到所述成像装置 (20) 且包括以下组件:
 - b1) 所述仪器 (43) 在所述身体体积内的移动廊道的 3D 表示 (M);
 - b2) 定位模块 (33), 其用于确定所述仪器 (43) 相对于所述 3D 表示的当前位置 (43''), 其中所述当前位置从至少一个当前投影 (P) 确定;
 - b3) 转向模块 (34), 其用于确定相对于所述仪器 (43) 的所述当前位置的最优投影几何形状 (d_{opt}) 并用于使所述成像装置 (20) 采取这个最优投影几何形状 (d_{opt}).
2. 如权利要求 1 所述的检查设备 (10), 其特征在于: 所述仪器为导管 (43)、导丝、活检针或内窥镜。
3. 如权利要求 1 所述的检查设备 (10), 其特征在于: 所述成像装置包括旋转的 X 射线装置 (20)。
4. 如权利要求 1 所述的检查设备 (10), 其特征在于: 其包括注射装置 (14), 所述注射装置 (14) 用于将造影剂注射至患者 (41) 的脉管系统内。
5. 如权利要求 1 所述的检查设备 (10), 其特征在于: 所述数据处理单元 (30) 包括重建模块 (31), 所述重建模块 (31) 用于从所述身体体积的不同方位的投影 (P_1^A, \dots) 来重建所述身体体积的 3D 模型且用于从所述模型确定所述仪器 (43) 的所述移动廊道的所述表示。
6. 如权利要求 1 所述的检查设备 (10), 其特征在于: 所述最优投影几何形状包括最优投影方向, 所述最优投影方向 (d_{opt}) 至少近似垂直于所述仪器 (43) 当前所在或之后将在的廊道区段。
7. 如权利要求 6 所述的检查设备 (10), 其特征在于: 所述最优投影方向 (d_{opt}) 偏离所述垂直方向, 使得在投影图像中, 所述仪器 (43) 当前所在或之后将在的廊道区段与其他廊道区段分开。
8. 如权利要求 1 所述的检查设备 (10), 其特征在于: 所述数据处理单元 (30) 包括用于确定从开始位置引导到目标位置并经过所述移动廊道的路径的模块。
9. 如权利要求 8 所述的检查设备 (10), 其特征在于: 所述数据处理单元 (30) 包括模拟模块, 用于计算相对于经过所述移动廊道的所述确定路径的至少一部分的所述最优投影几何形状。
10. 一种观测在身体体积中的仪器 (43) 的方法, 其包括:
 - 确定所述仪器 (43) 在所述身体体积内的移动廊道的 3D 表示 (M);
 - 产生所述身体体积的至少一个当前投影 (P);
 - 从所述当前投影 (P) 确定所述仪器 (43) 相对于所述 3D 表示 (M) 的当前位置 (43'');
 - 确定相对于所述仪器 (43) 的所述当前位置的最优投影几何形状 (d_{opt}).

观测在脉管系统中的导管的方法与设备

技术领域

[0001] 本发明涉及观测在身体体积中的仪器（特别地为在脉管系统中的导管）的检查设备、方法和记录载体。

[0002] 背景技术

[0003] 在放射介入流程中，诸如导管之类的仪器在连续 X 射线观测下被导航穿过患者身体。US 5 255 680 描述了一种用于这种流程的检查设备，该检查设备在射频标记的帮助下定位该导管末端的当前位置然后以导管总是处于视场中的方式自动地安置该 X 射线设备。这种方法的一个劣势在于需要仪器上的额外标记。此外，所产生的投影通常不足以使导管穿过复杂的脉管几何形状的导航。

[0004] 发明内容

[0005] 基于这种情形，本发明的一个目的在于提供便于观测在身体体积中的仪器的方法，具体而言提供导管在患者的脉管系统中导航的方法。

[0006] 根据本发明的第一方面，本发明涉及用于观测在身体体积中的仪器的检查设备。该仪器可（例如）为导管、导丝、活检针或内窥镜，且该仪器可特别地在（人或动物）身体的脉管系统中移动。然而，本发明并不限于医学应用。该检查设备包括以下组件：

[0007] a) 用于产生具有可调整投影几何形状的身体体积投影的成像装置。所述投影在下文中被称作“当前投影”，因为其通常表示在（医学）检查流程中的实时照片。然而，一般而言，术语“当前”不应关于产生投影的时间进行限制。成像装置可优选地为诸如 CT 扫描仪或 C 形臂装置（单平面或双平面）的旋转 X 射线装置。可调整投影几何形状可通常包括投影方向及（此外）视场形状及 / 或源像距（source-image-distance）。

[0008] b) 数据处理单元，其连接到成像装置且其可为（例如）具有诸如中央处理单元、存储器、I/O 界面及类似组件以及适当软件的常规电脑。数据处理单元包括以下组件，其可通过专用硬件及 / 或软件及 / 或数据来实现：

[0009] b1) 仪器在身体体积内部的移动廊道的三维 (3D) 表示。移动廊道包括仪器可（且应当）移动到或其可（且应当）驻留的所有空间位置。移动廊道的典型实例为导管移动到目标位置所经过的患者的脉管系统的部分。对于活体检查，移动廊道为计划的路径，因为在此处并不存在自然的移动廊道。3D 移动廊道优选地使用分段、路径计划或路径跟踪算法或其组合从身体体积的三维重建（例如，CT、MR 或 3DRX）形成。如果这个体积可与预介入 3DRA 体积重合（3D-3D 重合）或与介入图像重合（2D-3D 重合），那么也可从 CT 或 MRI 体积来确定移动廊道。

[0010] b2) 用于确定该仪器相对于移动廊道的前述 3D 表示的当前位置的定位模块，其中所述确定优选地基于由成像装置所产生的至少一个当前投影（因此，所确定的位置在下文中被称作“当前位置”）。如果成像装置的实际投影几何形状和 3D 表示相对于成像装置的相对位置是已知的，那么当前位置的确定通常为直接计算。用于这个步骤的适当方法可在文献中查到（例如，对于双平面图像：“3D Guide wire reconstruction from biplane image sequence for integrated display in 3D vasculature”，IEEE Transactions on Medical

Imaging, 第 22 卷, 第 10 期, 第 1252 到 1258 页, 2003 ; 对于单平面图像 : Th. van Walsum、S. A. M. Baert、W. J. Niessen : “Guide Wire Reconstruction and Visualization in 3DRA using Monoplane Fluoroscopic Imaging”, IEEE Transactions on Medical Imaging, 2005)。确定仪器相对于移动廊道的 3D 表示的当前位置可替代地基于 (导管) 导航技术, 例如, 关于使用测量仪器的三维位置的射频标记。

[0011] b3) 用于使成像装置采取相对于仪器当前位置的最优投影几何形状的转向模块。“最优投影几何形状”的定义通常基于用户预定的标准。这种标准的实例结合本发明的优选实施例进行描述。最优投影几何形状的确定可特别地考虑移动廊道在仪器附近的路线。

[0012] 上文所述的检查设备具有提供仪器在身体体积中实时投影 (其自动地具有最优投影几何形状) 的优势。因此, 与仅从恒定方向产生投影及 / 或需要手动调适投影几何形状的常规装置相比, 该仪器的导航可更快且在更好的目视控制下进行。

[0013] 根据本发明的进一步发展, 该检查设备包括用于将造影剂注射到患者脉管系统内的注射装置。所述注射装置可 (例如) 包括具有用于造影剂的受控传递的自动泵的注射器。注射造影剂的可能性允许产生以较高对比度显示脉管的血管造影 (angiographic) 投影。

[0014] 数据处理单元优选地也包括重建模块用以从身体体积的不同方位投影来重建身体体积的 3D 模型, 其中仪器的移动廊道可从所述体积来确定、跟踪或计划。虽然所述 3D 模型在原则上可来源于任何适当源 (例如, MRI), 但其优选地使用检查设备的成像装置产生。重建模块可采用各种已知重建算法中的任一算法来从投影确定 3D 模型, 例如, 代数重建技术 (ART) 或最大概似法 (ML)。从重建的 3D 模型确定移动廊道可手动进行或利用 (脉管) 分段或路径追踪的各种已知算法中的任一种算法来进行。

[0015] 已提到可利用不同的用户定义标准来确定最优投影几何形状。根据优选实施例, 确定最优投影方向使得其至少近似垂直于其中仪器当前所在或之后 (意即, 在下一前向移动之后) 将在的廊道区段的路线。在脉管介入中, 这个廊道区段对应于其中导管末端所驻留的脉管区段。然后, 从垂直于其轴线的方向使这个区段投影将保证在无透视缩减的最优表示。

[0016] 在前述实施例的进一步发展中, 选择最优投影方向偏离相对于廊道区段 (准确地) 垂直的方向到使在所得投影图像中所述廊道区段与其他廊道区段分开的量。如果导管的当前脉管区段 (例如) 被其他脉管遮蔽, 那么投影方向可从垂直方向改变以容许在减小遮蔽情况下更好的视图。

[0017] 数据处理单元可进一步包括用于 (自动地或与来自用户的输入交互地) 确定从给定开始位置引导到给定目标位置所经过的移动廊道的路径的模块。在导管介入中, 开始位置可 (例如) 通过将导管引入到患者体内的插入操作得到, 而目标位置为应被治疗或诊断的缺陷。

[0018] 在前述实施例的进一步发展中, 数据处理单元额外地包括模拟模块用以预先计算相对于经过移动廊道的整个确定路径或这个路径的至少一部分的最优投影几何形状。这个计算可将其他的最优化标准考虑在内, 例如, 使成像装置 (例如, C 形臂) 的必要移动最小化。然后, 在介入期间, 预先计算的最优投影几何形状可简单地根据仪器的当前位置从存储器再调用。优选地, 模拟模块也允许所计算的虚拟流程在荧光屏上表示。C 形臂可 (例如) 结合在该体积上的相应的投影视图遵循计划的路径在荧光屏上呈现。然后, 医师可决定所

计划的流程是否可行且根据需要对其进行手动校正。

[0019] 本发明进一步涉及观测在身体体积中的仪器的方法,该方法包括以下步骤:

[0020] 确定仪器在身体体积内的移动廊道的三维表示。该表示可特别地从身体体积不同方位投影而重建的身体体积的 3D 模型得到(例如,跟踪、分段或手动确定)。

[0021] 产生身体体积的至少一个当前投影。所述投影可(例如)通过旋转 X 射线装置产生。在双平面系统中,对于每一时间点,可得到两个当前投影。

[0022] 确定仪器相对于该 3D 表示的当前位置,其中该确定优选地基于当前投影。

[0023] 确定相对于仪器当前位置的最优投影几何形状。

[0024] 该方法的额外步骤可特别地为产生具有确定最优投影几何形状的身体体积的新投影。

[0025] 该方法以一般形式包括可利用上述类型检查设备执行的步骤。因此,关于该方法的细节、优势和改进的更多信息,请参考前文的描述。

[0026] 最后,本发明包括记录载体,例如,软盘、硬盘或光盘(CD),在记录载体上可储存用于观测在身体体积中的仪器的电脑程序,其中所述程序适合于执行前述类型的方法。

[0027] 本发明的这些方面和其他方面从下文所述的实施例将显而易见且将参考下文所述的实施例进行阐述。

附图说明

[0028] 在下文中,在单张附图的帮助下以举例说明的方式描述本发明,所述附图示意显示根据本发明的检查设备。

具体实施方式

[0029] 无论为脉管或非脉管,当今放射介入流程的主要部分都是基于血管内装置穿过人脉管或中空解剖结构的实时 X 射线引导。当特别地提到脉管介入时,介入目标为通过非侵入动脉内或静脉内方法成功修复脉管病理。为了实现这个目标,介入放射学家应该有可供其支配的适当脉管机器(angio machine),这种脉管机器能够产生脉管解剖的实时脉管图像。然而,在用于介入引导时,即使当今最先进的脉管机器也具有多种缺点。尖端科技脉管机器的最不方便的缺点中的一个缺点为其 2D 投影图像性质,其并不允许对脉管相互关系有增进的理解。

[0030] 尽管近来发展的基于所谓旋转血管造影方法的 3D 脉管重建技术解决了某些 2D 投影的缺点,但仍存在需要进一步改进的未解决的问题。因此,单平面与双平面脉管系统皆从一个或两个入射提供静态或动态成像。当需要时,C 形臂几何形状可移动到另一入射以从不同投影角度来了解脉管树与病理。在多个脉管叠置与复杂脉管解剖的情况下,C 形臂应被频繁地移动到不同的入射以遵循弯曲的脉管路线。这被认为是费力耗时的且提供并非最优的脉管投影(人不能够垂直于脉管轴线安置 C 形臂或至少安置 C 形臂至最优投影)。双平面脉管系统提供来自两个渠道的同时显示,其给出相当于单平面脉管机两倍的信息,但是同样为两个非最优脉管投影。

[0031] 本发明试图利用将旋转 X 射线装置的方位与仪器的位置相结合的方法来克服上述问题。这种方法在下文中关于导管介入更详细地描述。

[0032] 在图中所示的检查设备 10 包括旋转 X 射线装置 20 和与其连接的数据处理单元 30。旋转 X 射线装置特别地为 C 形臂系统 20, 该 C 形臂系统 20 具有通过可旋转 C 形臂 22 连接的 X 射线源 21 与 X 射线探测器 23。患者 41 躺于在 C 形臂系统 20 的旋转中心的患者检查床 42 上。因此, 成像装置可从各个投影方向 d 产生患者 41 的 X 射线投影。

[0033] 该图进一步说明经过患者 41 的脉管系统前进到应被治疗或诊断的目标位置的导管 43。导管 43 连接到注射装置 44, 可通过该注射装置 44 注射一次注射剂量的造影剂用于脉管的造影成像 (contrast imaging)。

[0034] 数据处理系统 30 (工作站) 双向连接到旋转 X 射线装置 20 且包括若干逻辑模块, 这些逻辑模块通常通过硬件、软件和数据组合来实现。这些模块在下文中描述。

[0035] 数据处理单元 30 的重建模块 31 适合于接收在注射造影剂期间由 X 射线装置 20 所产生一系列的不同方位的血管造影投影 P_1^A, \dots 。另外, 其适合于在已知算法 (例如, ART、ML) 的帮助下从这些投影 P_1^A, \dots 重建脉管系统的三维模型。三维脉管重建用于确定将被插导管的脉管 (入口点) 和将被治疗的病理 (目标点)。两个点均可与自动脉管分析软件 (3DRA 功能) 连接, 该自动脉管分析软件可追踪导管即将遵循的“移动廊道”的路径或表示 M 。

[0036] 模块 32 接收利用 X 射线装置 20 的当前投影几何形状所产生的“当前”(或“在线”、“实时”) 投影 P (或在双平面系统情况下的两个投影)。这个当前投影 P 显示导管 43 的投影图像 $43'$, 而在不注射造影剂的情况下, 一般看不到脉管。

[0037] 定位模块 33 确定导管或其末端在当前投影 P 中的位置并使这个 2D 位置与 3D 表示 M 重合 (register), 即, 在该 3D 表示 M 中找到对应于导管投影图像 $43'$ 的位置 $43''$ 。该重合可 (例如) 基于体积投影 P_1^A, \dots 与当前投影 P 已知的投影几何形状 (假设患者 41 同时并未移动)。导管一到达 3D 重建体积内部的入口点即发生导管末端的自动确定。末端将突出显示且向后投射到 3D 空间内。

[0038] 在下一步骤中, 转向模块 34 确定用于导管末端 (或整个导管或任何其他相关的导管区段) 的当前位置的最优投影方向 d_{opt} 。最优投影方向 d_{opt} 通常垂直于在导管末端的脉管轴线 (或在之后将进入的该末端前部的脉管区段的轴线) 以便在无缩减 (foreshortening) 的情况下映射所述脉管区段。

[0039] 转向模块 34 作为命令发送所确定的最优投影方向 d_{opt} 到 X 射线装置 20, 然后, X 射线装置 20 旋转以采取该方向。之后, 由 X 射线装置 20 所产生的下一实时投影图像将从最优焦点 (focus) 显示导管与周围脉管。因此, 将通过以 C 形臂总是垂直于预定路径来安置自身的方式的自动 C 形臂移动来追随导管末端的位置。当多个脉管彼此重叠时, C 形臂可略微偏离理想路径以适当地使所讨论的脉管可见。

[0040] 根据上文所述流程的变型, 数据处理单元 30 包括模拟模块 (其可 (例如) 集成为模块 31), 所述模拟模块预先确定并储存对于整个移动廊道 M (或至少对于导管 43 的整个计划路径) 最优的投影几何形状。之后, 这些几何形状可考虑与整个导管轨迹相关的“全局”标准, 例如, 在整个流程期间使相关联 C 形臂的移动最小化。然后, 在介入期间, 模块 34 仅需要根据导管当前位置 $43''$ 再调用预定投影几何形状。

[0041] 数据处理单元 30 进一步连接到监视器 35, 可在监视器 35 上显示图像, 例如, 重建的 3D 体积, 3D 移动廊道 M 、当前投影 P 、移动廊道与当前投影的重合组合或利用相关联 C 形

臂配置的模拟介入和模拟（最优）投影视图。

[0042] 最后指出的是,在本申请案中,术语“包括”并不排除其他元件或步骤的存在,“一”或者“一个”并不排除多个,且单个处理器或其他单元可实现若干构件的功能。本发明在于每个新颖特有性能和特有性能的组合。另外,在权利要求书中的参考符号不应被认为限制权利要求书的范围。

专利名称(译)	观测在脉管系统中的导管的方法与设备		
公开(公告)号	CN101150986B	公开(公告)日	2010-07-14
申请号	CN200680010353.3	申请日	2006-03-16
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	RJF霍曼 D巴比克		
发明人	R·J·F·霍曼 D·巴比克		
IPC分类号	A61B6/00		
CPC分类号	A61B6/547 A61B6/4441 A61B6/5235 A61B6/481 A61B6/466 A61B6/5247 A61B6/504		
代理人(译)	李亚非		
审查员(译)	孔祥云		
优先权	2005102456 2005-03-29 EP		
其他公开文献	CN101150986A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及用于观测在脉管系统中的导管(43)的方法与检查设备(10)。首先，脉管系统的3D模型在注射造影剂期间在由C形臂系统(20)所产生的不同方位的X射线投影(P1A,)的帮助下重建。之后，从该3D模型确定该导管(43)的移动廊道(M)。在检查流程期间，产生当前投影(P)，其显示可与该重建的3D模型及/或该移动廊道(M)重合的该导管的图像(43')。基于该导管在该脉管几何形状的该3D模型或该移动廊道(M)中已知的当前位置(43'')，可由该C形臂系统(20)确定并采取下一将要产生投影的最优投影方向(dopt)。

