

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/12 (2006.01)

A61B 6/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200480005081.9

[43] 公开日 2006 年 3 月 29 日

[11] 公开号 CN 1753645A

[22] 申请日 2004.2.11

[21] 申请号 200480005081.9

[30] 优先权

[32] 2003.2.25 [33] EP [31] 03100446.8

[86] 国际申请 PCT/IB2004/000351 2004.2.11

[87] 国际公布 WO2004/075756 英 2004.9.10

[85] 进入国家阶段日期 2005.8.24

[71] 申请人 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 J·博格特 J·萨布茨恩斯基

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 程天正 刘杰

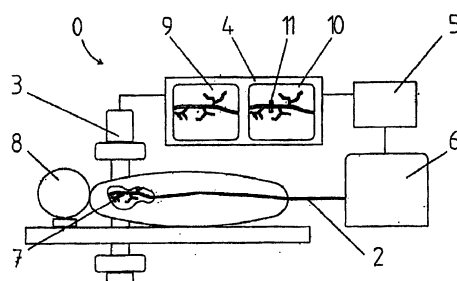
权利要求书 2 页 说明书 5 页 附图 1 页

[54] 发明名称

血管内的成像

[57] 摘要

本发明涉及一种介入血管造影的方法，其中借助于插入病人(8)的血管(7)中的第一图像记录装置(1)来记录血管内的图像信号，在记录图像期间确定所述图像记录装置在血管内的位置，在此考虑第一图像记录装置(1)在血管内的位置借助于显示部件(4)来使血管内的图像信号可视化。为了提供这种方法，采用这种方法来处理所记录的图像信息并且依照特别清楚且方便内科医生的方式显示所述图像信息，本发明提出为了可视化的目的，依照第一图像记录装置(1)在血管内的位置，把血管内图像信号的二维表示叠加在借助于第二图像记录装置(3)产生的、血管(7)的二维投射图像(9, 10)的表示上。



1. 一种介入血管造影的方法，其中借助于插入到病人（8）的血管（7）中的第一图像记录装置（1）来记录血管内的图像信号，在记录图像期间确定所述图像记录装置在血管内的位置，此处考虑第一图像记录装置在血管内的位置，借助于显示部件（4）来使血管内的图像信号可视化，其特征就在于为了可视化的目的，依照第一图像记录装置（1）在血管内的位置，来把血管内图像信号的二维表示叠加在借助于第二图像记录装置（3）产生的、血管（7）的二维投射图像（9，10）的表示上。
2. 如权利要求1所述的方法，其特征就在于根据第一图像记录装置（1）在二维投射图像（9，10）内的映射来确定第一图像记录装置（1）在血管内的位置。
3. 如权利要求1所述的方法，其特征就在于借助于定位装置来确定第一图像记录装置（1）在血管内的位置。
4. 如权利要求1到3中的任何一个所述的方法，其特征就在于从血管内的图像信号来产生在二维投射图像（9，10）的图像平面中所获取的血管（7）壁的二维表示。
5. 如权利要求1到3中的任何一个所述的方法，其特征就在于血管内的图像信号的二维表示是借助于第一图像记录装置（1）所记录的体积透视图的剖面的表示。
6. 如权利要求1到3中的任何一个所述的方法，其特征就在于通过把借助于第一图像记录装置（1）所记录的体积透视图投射到二维投射图像（9，10）的图像平面中，来产生血管内图像信号的二维表示。
7. 如权利要求4到6中的任何一个所述的方法，其特征就在于从借助于第一图像记录装置（1）所记录的并且垂直于血管（7）的纵向的多个切片图像，来产生血管（7）壁的二维表示。
8. 如权利要求1到7中的任何一个所述的方法，其特征就在于依照第一图像记录装置（1）在血管（7）内的移动，来依次补充血管内图像信号的二维表示。
9. 一种用于介入血管造影的系统（0），具有用于插入到病人（8）的血管（7）中的第一图像记录装置，具有用于确定第一图像记录装置（1）在血管内位置的装置，还具有显示部件（4），用于使借助于第

一图像记录装置(1)所记录的血管内图像信号可视化,其特征还在于还具有第二图像记录装置,用于产生血管的二维投射图像,以及图像处理装置(5),用于依照第一图像记录装置(1)在血管内的位置来把血管内图像信号的平面表示叠加在所述二维投射图像上。

- 5 10. 如权利要求9所述的系统,其特征还在于第一图像记录装置(1)是血管内超声装置或光相干性断层造影装置。

11. 如权利要求9和10中任何一个所述的系统,其特征还在于第二图像记录装置(3)是C臂X光装置。

- 10 12. 一种用于如权利要求9所述的系统的计算机程序,其特征还在于所述计算机程序处理来自插入到病人(8)的血管(7)中的第一图像记录装置(1)的血管内透视图,和来自第二图像记录装置(3)的投射透视图,以及来自第一图像记录装置(1)的血管内的位置数据,其中通过依照来自第一图像记录装置(1)的血管内的位置数据来把血管内透视图的二维表示叠加在投射透视图的表示上,来计算二维图
15 像。

13. 如权利要求12所述的计算机程序,其特征还在于所述计算机程序从血管内的透视图来计算在二维图像的图像平面中所获取的血管壁的二维表示。

血管内的成像

5 本发明涉及一种介入血管造影的方法，其中借助于插入到病人血管中的第一图像记录装置来记录血管内的图像信号，在记录图像期间确定所述图像记录装置在血管内的位置，其中考虑第一图像记录装置在血管内的位置，借助于显示部件来使血管内的图像信号可视化。

此外，本发明还涉及一种用于执行上述方法的、介入血管造影的系统，并且还涉及一种用于此系统的计算机程序。

10 为了能够在血管造影检查期间（例如在左心室导管检查期间）以最佳且无风险的方式放置支架（stent），很重要的一点是要知道所谓的易损坏斑块（plaque）的状态。为此，内科医生利用使他能够查看血管内壁的情况的适当成像方法。

15 例如从 WO 02/064011 A2 中得知一种用于执行这种成像方法的系统。在所述系统中，借助于已经插入血管中的图像记录装置来记录检查中血管的大量二维图像，并且借助于适当的软件应用来组合所述二维图像以便形成三维图像。在这种情况下，借助于定位装置并且考虑体积图像的计算来确定图像记录装置的位置和方向。还考虑在介入期间病人的移动。

20 此成像系统的缺点在于：由于使体积透视图（volume rendering）可视化的复杂性导致必须转换大量数据，并且这需要高度的计算功率以及由此而导致的相当大的成本。另外的缺点还在于：只能由内科医生费力地解释包含在三维体图像中的信息。内科医生通常很有必要交互地改变图像表示（视角，旋转，放大，剖面等），并且这花费了大量的时间并且可能很容易就导致所代表的解剖结构的不正确解释。

25 还已知一种血管内的成像方法，其中借助于 X 光装置，通常为 C 臂 X 光装置来记录血管的平面投射图像，也叫作血管造影片。通常，概括性地记录并显示两个血管造影片——一个实时血管造影片和一个参考血管造影片。所述参考血管造影片是静态的图像，是在喷射造影剂的作用下记录的。其中可以以类似于公路线路图的方式容易地识别其中的血管。由于造影剂是有毒合成物因而对病人有害，所以病人只能
30 短时间暴露于这种造影剂，该短时间相当于参考记录所持续的时间。

例如如果要放置支架，那么在此纯粹的诊断步骤之后—在造影剂分解之后，开始实际治疗。与 X 光照射同时进行的是，借助于导管把图像记录装置插入到要检查的病人血管中。此图像记录装置通常是基于超声技术的，并且提供血管内壁的图像信号。从所记录的图像信号来计算血管内壁的二维表示，并且在独立的显示器上显示所述二维表示。在导管检查的同时记录实时的血管造影片。在所述实时的血管造影片中，几乎见不到血管，不过可以看清身体内导管尖端的当前位置。为此，例如可以把不透射的标记（radio-opaque marking）应用到导管。

在独立的显示器上表示的血管内的图像信号向内科医生提供关于在任何狭窄的血管区域内的斑块情况的附加信息。通过从视觉上比较两个血管造影片，内科医生就可以发现获取血管内图像的解剖位置。

此方法的一个缺点是使内科医生容易混淆且增加他的负担。为了检查特定血管的内壁，他必须同时查看三个表示并且在他脑子里组合它们。

因此本发明的目的是提供一种介入血管造影的方法，该方法避免了上述缺点。特别地是，想要提供一种方法，借助于所述方法来处理所记录的图像信息并且以清楚且对内科医生方便的方式来显示所述图像信息。

通过上述类型的成像方法达到此目的，为了可视化的目的，依照第一图像记录装置在血管内的位置，把血管内的图像信号的二维表示叠加在借助于第二图像记录装置产生的、血管的二维投射图像的表示上。

由于三维血管内图像信号的平面表示的局限性，在依照本发明的方法中，避免了在可视化过程期间使用大量的数据和进行复杂的计算。同时，可以在常规的输出装置（例如简单的视频监视器）上清楚地显示图像。借助于依照本发明的方法，借助于第一图像记录装置所记录的空间血管结构的视觉感知对内科医生来说是特别简单且直观的。

进一步的优点是血管内的图像信号连同平面投射图像一起显示在显示部件上，而不是将它们显示在独立的监视器上。因此，内科医生不必让其眼睛离开此显示部件。

可以依照两种方式定位第一图像记录装置在血管内的位置。首先，可以根据第一图像记录装置在二维投射图像内的映射来确定所述位置。为此，方便地使用图像处理装置，所述图像处理装置识别实时血管造影片中的导管尖端或相应标记的阴影。合适的图像识别软件已经问世很久了。

确定第一图像记录装置在血管内的位置的第二种方法在于特别为此提供一种定位装置。这种装置日益用于当前医学技术，并且依照电磁或光原理操作。

为了获得血管内壁的清楚的、平面表示，在血管的投射图像的图像平面中从血管内的图像信号产生展开视图尤为有用。这种展开视图可以很容易地看见病态斑块沉淀物的情况，这样的话，当放置支架时，可以估计不想要的形成血栓的风险。作为候选，血管内图像信号的二维表示还可以是例如借助于第一图像记录装置记录的体积透视图剖面的表示，如果内科医生可以交互地预定义并操纵这种表示的图像平面（即剖面平面），那么这就很有用。

此外，可以通过例如借助于所谓的最大强度投射（maximum intensity projection MIP），把借助于第一图像记录装置所记录的体积透视图投射到二维投射图像的图像平面中，来产生血管内图像信号的二维表示。

从借助于第一图像记录装置所记录的并且垂直于血管纵向的多个切片图像，来方便地产生血管壁的二维表示。依照本发明方法的一个进一步有用的深入，依照第一图像记录装置在血管内的移动来依次补充血管内图像信号的二维表示。因而，内科医生就能够选择在任何时间检查在介入期间由第一图像记录装置所传递过来的所有血管剖面。

一种用于执行依照本发明的成像方法的介入血管造影的适当系统，包括：用于插入到病人的血管中的第一图像记录装置，用于确定第一图像记录装置在血管内位置的装置，显示部件，用于使借助于第一图像记录装置所记录的血管内图像信号可视化，还包括第二图像记录装置，所述第二图像记录装置产生血管的二维投射图像，还包括图像处理装置，用于依照第一图像记录装置在血管内的位置来把血管内图像信号的平面表示叠加在所述二维投射图像上。

作为候选，血管内的超声装置或光相干断层造影装置适于作为第

一图像记录装置。C臂X光装置可以用作第二图像记录装置。

可以由其上运行有适当程序的计算机来使依照本发明系统的图像处理装置具体化。这种计算机程序从插入到病人血管中的第一图像记录装置读取透视图，从第二图像记录装置读取投射透视图，并且还从
5 所述第一图像记录装置读取血管内的位置数据，并且据此通过依照来自第一图像记录装置的血管内位置数据把血管内透视图的二维表示叠加在投射透视图的表示上，来计算二维图像。这种计算机程序的优点是它可以特别容易地用来把现有的系统改进为本发明。所要求的计算能力一般情况都已经具有了。

10 如果计算机程序从血管内的透视图计算在二维图像的图像平面中所获取的血管壁的二维表示，那么所述计算机程序产生特别清楚的血管内透视图二维表示。

参考附图中所示出的实施例的例子将进一步描述本发明，然而本发明并不受此限制。

15 图1示出了载有病人的系统的示意性设计。

图2示出了依照本发明的血管内图像信号的叠加的二维表示和投射图像一起的放大。

用于介入血管造影的、依照本发明所使用的系统0包括第一图像记录装置1，所述第一图像记录装置1采用在导管2尖端的血管内超声
20 信号转换器的形式，第二图像记录装置3，所述第二图像记录装置3采用C臂X光装置的形式，显示部件4，图像处理装置5和集成导管引导和定位装置6，其可从光学或电磁上来进行操作。诊断成像系统0用来检查病人8的血管7。

25 图像记录装置1、3、图像信号在显示部件5上的可视化以及集成导管引导和定位装置6从现有技术中早已是可知的，因此在本文中不再详细描述。

在依照本发明执行的成像过程中，把X光造影剂喷射到病人8上。同时，借助于第二图像记录装置3，C臂X光装置来记录血管造影片，即要检查的血管的平面投射图像。将其作为参考图像9显示在显示部件4上。例如支架放置之类的实际治疗在造影剂分解之后开始。为此，
30 把导管2插入到病人8的血管7中，处在所述导管的尖端的是第一图像记录装置1，血管内的超声信号转换器。

把导管 2 引入要检查的血管 7 中。由集成导管引导和定位装置 6 不断地确定在任何给定时刻所述导管 2 在血管内的位置。

在检查期间，借助于第二图像记录装置 3 来记录血管 7 的实时图像 10 并将其同样显示在显示部件 4 上。可以在实时图像 10 中看见导管 2 的尖端，并且没有清楚示出包围导管 2 的血管，如果一点都不清楚的话，那么是由于造影剂现在已经分解了的原因造成的。因此内科医生借助于参考图像 9 来导航导管 2，内科医生把所述参考图像 9 与实时图像 10 相比较。为了导航导管的目的而把实时图像 10 与参考图像 9 进行比较在实践中自身已得到证明。借助于此方法，病人不必在整个介入时间里都暴露于造影剂之下，这整个介入时间可以证明是相对较长的。为了记录静态参考图像 9 或为了监视检查的进展而进行的短时暴露就是所要求的。

第一图像记录装置 1 不断地提供包围导管尖端的血管内壁的图像信号。使用超声记录的这些图像信号由垂直于血管纵向的大量切片图像组成。图像处理装置 5 首先从图像信号产生血管内壁的平面展开视图 11。图像处理装置 5 把所述展开视图叠加在投射图像上，所述投射图像在显示部件 4 上显示。选择性地，可以把展开视图叠加在实时图像 10、参考图像 9 或这两个上。

投射图像中展开视图 11 的叠加位置对应于第一图像记录装置 1 在血管内的位置。为了确定在投射图像内第一图像记录装置 1 的位置，图像处理装置 5 使用由集成导管引导和定位装置 6 的定位装置所确定的位置数据。

系统 0 在其解剖上是正确的位置处清楚地显示了血管内壁。内科医生不必让他的眼睛离开显示部件 4，并且同时导航导管 2 以及检查血管 7。

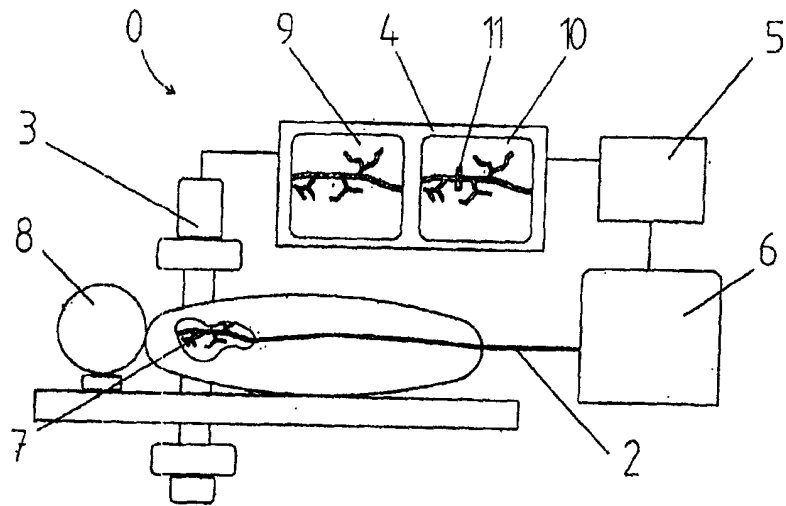


图 1

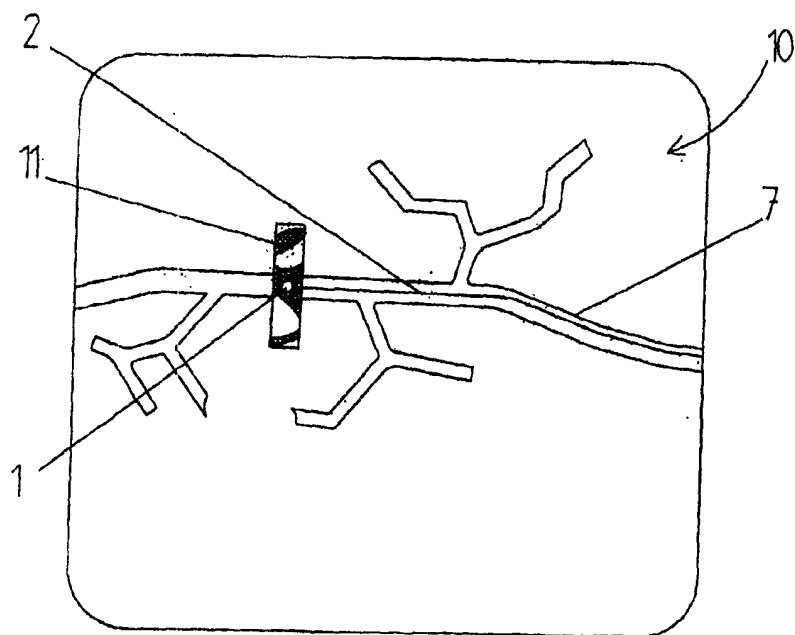


图 2