

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780011250.3

[51] Int. Cl.

A61B 6/12 (2006.01)
A61B 19/00 (2006.01)
G06T 7/00 (2006.01)
A61B 6/00 (2006.01)
A61B 5/055 (2006.01)

[43] 公开日 2009年4月15日

[11] 公开号 CN 101410060A

[22] 申请日 2007.3.15

[21] 申请号 200780011250.3

[30] 优先权

[32] 2006.4.3 [33] EP [31] 06112145.5

[86] 国际申请 PCT/IB2007/050897 2007.3.15

[87] 国际公布 WO2007/113705 英 2007.10.11

[85] 进入国家阶段日期 2008.9.27

[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 D·S·A·鲁伊特斯 D·巴比克

R·J·F·霍曼

P·M·米勒坎普

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

代理人 王 英

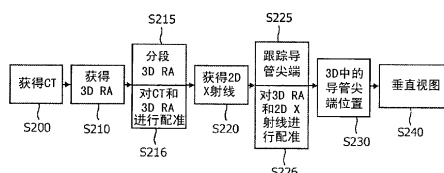
权利要求书 3 页 说明书 13 页 附图 3 页

[54] 发明名称

测定插入患者体内的对象周围的组织

[57] 摘要

描述了一种用于测定和评估插入患者体内的对象周围的组织的方法。该方法包括：采集表示患者第一 3D 图像的第一数据集；采集表示患者血管结构的第二 3D 图像的第二数据集；以及采集表示包括该对象的、患者 2D 图像的第三数据集。该方法还包括：识别 2D 图像内的对象；将三个数据集的两个彼此进行配准，由此将对象反向投影到血管结构中，以便生成第一组合数据集；以及将第一组合数据集与剩余的数据集进行配准，以便生成表示另一幅对象周围图像的第二组合数据集。该方法实现了诸如 CT、3DRA 和实时 2D 透视的组合诊断扫描。由此能够生成表示插入患者体内的对象的垂直于导管尖端的图像。由于 3D RA 显示出管腔而诊断扫描显示出软组织，因此能够评估导管尖端位置处的组织。



1、一种用于测定和评估插入患者体内的对象周围的组织的方法，所述方法包括如下步骤：

采集表示所述患者的第一三维图像的第一数据集；

采集表示所述患者的血管结构的第二三维图像的第二数据集；

采集表示包括插入所述患者体内的所述对象的、所述患者的二维图像的第三数据集；

识别所述二维图像之内的所述对象；

将所述三个数据集中的两个彼此进行配准，以便生成第一组合数据集；

以及

将所述第一组合数据集与剩余的数据集进行配准，以便生成表示另一幅所述对象周围图像的第二组合数据集。

2、根据权利要求1所述的方法，其中

将所述三个数据集中的两个彼此进行配准的所述步骤包括：

将所述第三数据集与所述第二数据集进行配准，以便生成表示所述对象周围图像的所述第一组合数据集，由此将所述对象反向投影到所述血管结构中，并且其中

将所述第一组合数据集与剩余的数据集进行配准的所述步骤包括：

将所述第一组合数据集与所述第一数据集进行配准。

3、根据权利要求1所述的方法，其中

将所述三个数据集中的两个彼此进行配准的所述步骤包括：

将所述第一数据集与所述第二数据集进行配准，以便生成所述第一组合数据集，并且其中

将所述第一组合数据集与剩余的数据集进行配准的所述步骤包括：

将所述第一组合数据集与所述第三数据集进行配准。

4、根据权利要求1所述的方法，其中

所述对象为插入所述患者脉管中的导管。

5、根据权利要求4所述的方法，还包括如下步骤：

基于所述第二组合数据集创建所述导管周围的截面视图。

6、根据权利要求5所述的方法，其中

所述截面视图的取向垂直于插入所述导管的所述脉管的截面的切线。

7、根据权利要求1所述的方法，其中

利用计算机断层摄影和/或利用磁共振获得所述第一数据集。

8、根据权利要求1所述的方法，其中

在将所述对象插入所述患者之前采集所述第一数据集。

9、根据权利要求1所述的方法，其中

利用三维旋转血管造影获得所述第二数据集。

10、根据权利要求1所述的方法，其中

利用计算机断层摄影血管造影和/或磁共振血管造影获得所述第二数据集。

11、根据权利要求1所述的方法，其中

所述第二数据集局限于所述对象周围的感兴趣区域。

12、根据权利要求1所述的方法，其中

所述第二数据集包括所述患者血管结构的分段图像。

13、根据权利要求1所述的方法，其中

所述第一组合数据集表示三维图像。

14、根据权利要求 1 所述的方法，其中利用 X 辐射采集所述第三数据集。

15、根据权利要求 1 所述的方法，其中利用同样的医学检查设备采集所述第二数据集和所述第三数据集。

16、根据权利要求 1 所述的方法，其中在所述患者的血管结构之内移动所述对象，并且针对所述对象的不同位置采集第三数据集，其中，每个第三数据集表示包括插入所述患者体内的所述对象的、所述患者的二维图像，并且针对所述对象的每个位置执行数据评价，所述数据评价包括：

- 识别所述二维图像之内的所述对象；以及
- 将所述第三数据集与所述第二数据集进行配准，以便生成表示所述对象周围图像的第一组合数据集，由此将所述对象反向投影到所述血管结构中。

17、一种用于测定和评估插入患者体内的对象周围的组织的数据处理装置，所述数据处理装置包括：

数据处理器，其适于执行根据权利要求 1 所述的方法，以及存储器，用于存储所采集的第一数据集、所采集的第二数据集和所采集的第三数据集以及经配准的第一组合数据集。

18、一种计算机可读介质，其上存储有用于测定和评估插入患者体内的对象周围的组织的计算机程序，在由数据处理器执行所述计算机程序时，所述计算机程序适于执行根据权利要求 1 所述的方法。

19、一种用于测定和评估插入患者体内的对象周围的组织的程序单元，在由数据处理器执行所述程序单元时，所述程序单元适于执行根据权利要求 1 所述的方法。

测定插入患者体内的对象周围的组织

本发明涉及数字图像处理领域，尤其涉及用于医疗目的的数字图像处理领域，在该领域中将利用不同检查方法获得的数据集互相进行配准。

具体而言，本发明涉及一种测定和评估插入患者体内的对象周围的组织的方法。

此外，本发明涉及一种测定和评估插入患者体内的对象周围的组织的数据处理装置。

此外，本发明涉及一种具有指令的计算机可读介质和程序单元，该指令用于执行上述测定和评估插入患者体内的对象周围的组织的方法。

在很多技术应用中，在观看刺入受检者体内的对象关于其在受检者体内的位置和取向时，会发生问题。例如，在医疗技术中，在利用导管从生物体内对组织进行处置时存在这类问题，该导管由医生以尽可能精确且密切监测的方式引导到被检查组织点。通常，利用成像系统（例如C臂X射线设备或超声设备）完成导管的引导，利用成像系统可以获得活体受检者体内的图像，其中，这些图像指示出导管相对于待检查组织的位置和取向。

在导管程序中使用X射线CT设备作为成像系统的优点是利用X射线CT设备获得的图像中得到很好的软组织部分表示。这样，可以可视化并测量导管相对于待检查组织的当前位置。

US 6546279 B1公开了一种计算机控制系统，其用于参考单模态医学成像系统，或者参考多模态成像系统来引导诸如活检针的针装置，所述单模态医学成像系统采用了CT成像装备、磁共振成像装备、荧光成像装备或三维（3D）超声系统中的任一种，而所述多模态成像系统包括前述系统的任意组合。3D超声系统包括超声探头和被动及主动红外跟踪系统的组合，使得组合系统在没有探头移动的情况下就能实时显示整个感兴趣区域的图像。

US 6317621 B1公开了一种用于在3D脉管树曝光中，尤其是用于颅内

应用中用于导管导航的方法和设备。检测导管位置，并将其混合到导航计算机中重建的术前扫描的脉管树 3D 图像中，接着在利用患者身体上设置的若干标记进行介入治疗之前，在 3D 图像坐标系上进行 3D 患者坐标系的成像（配准），由导管配准这些标记的位置。在由 C 臂 X 射线装置生成的至少两幅二维（2D）投影图像中检测标记，根据标记计算出 3D 血管造影图。在导航计算机中将标记反向投影到被成像的受检者上，并利用施加到相应 2D 投影图像上的投影矩阵使所述标记与患者坐标系中的标记坐标相关联，其中，已经为了重建脉管树的 3D 体积集而确定了这些矩阵。

US 2001/0029334 A1 公开了一种用于使正刺入或已刺入受检者的对象的位置和取向可视化的方法。利用该方法，在已经将对象刺入受检者体内之前从受检者体内产生第一图像数据集。在将对象刺入受检者体内期间或之后从受检者体内产生第二图像数据集。然后，连接两组图像数据并进行叠加，以形成融合的图像数据集。显示从融合的图像数据集获得的图像。

所述的可视化方法可以从均配准到借助 CT 采集的数据集的两幅 2D X 射线投影获得插入患者体内的对象的 3D 位置和取向。这种方法的缺点在于，在执行所述可视化方法时，(a) 必须不能移动插入的对象，(b) 必须围绕患者移动 X 射线设备，以生成在不同角度获得的两幅 2D X 射线记录。因此所述的可视化方法相当耗时。

可能需要一种精确且不太耗时的用于测定插入患者体内的对象周围的组织的方法。

可以通过根据独立权利要求的主题来满足这一需求。由从属权利要求描述了本发明的有利实施例。

根据本发明的第一方面，提供了一种用于测定插入患者体内的对象周围的组织的方法。所述方法包括如下步骤：(a) 采集表示患者第一三维（3D）图像的第一数据集；(b) 采集表示患者血管结构的第二 3D 图像的第二数据集；以及 (c) 采集表示包括插入患者体内的对象的、患者的二维（2D）图像的第三数据集。所述方法还包括如下步骤：(d) 识别 2D 图像内的对象；(e) 将三个数据集中的两个彼此进行配准以便生成第一组合数据集；以及 (f) 将第一组合数据集与剩余的数据集进行配准以便生成表示另一幅对象

周围图像的第二组合数据集。

本发明的这一方面基于如下构思：与一步将第三数据集直接投影到第一数据集上相比，间接的两步配准要可靠得多且鲁棒得多，利用间接两步配准，首先将两个数据集彼此叠加，稍后将剩余的数据集与第一组合数据集合并。

优选地，利用第二检查方法采集第二数据集，从物理的角度来看，第二检查方法与生成第三数据集的第三检查方法类似。这意味着，第二检查方法和第三检查方法都使用相同或至少相似频谱的电磁辐射，使得对于两种检查方法而言，该辐射和患者身体之间的物理交互大致相同。

在这方面，术语“配准”表示确立两个数据集之间的空间关系。术语“组合数据集”在此表示个体数据集及其（一个或多个）配准。

应当注意，可以从第二组合数据集提取出示出了对象周围的患者组织的2D或3D图像。

根据本发明的实施例，(a)将三个数据集中的两个彼此进行配准的步骤包括：将第三数据集与第二数据集进行配准，以便生成表示对象周围的图像的所述第一组合数据集，由此将对象反向投影到第二数据集中包含的3D结构，例如血管结构中，并且(b)将第一组合数据集与剩余数据集进行配准的步骤包括：将第一组合数据集与第一数据集进行配准。

这样的优点在于，插入的对象的空间位置可以界定对象周围的感兴趣区域。因此，可以将进一步的配准程序局限到对应于感兴趣区域的区域。于是可以显著减少必需的计算量。

然而，应当注意，尤其当仅在小感兴趣区域中执行配准时，必需要确保相应的数据集包括足够多的界标。

根据本发明的另一实施例，(a)将三个数据集中的两个彼此进行配准的步骤包括：将第一数据集与第二数据集进行配准以便生成第一组合数据集，且(b)将第一组合数据集与剩余数据集进行配准的步骤包括：将第一组合数据集与第三数据集进行配准。

这样可以具有的优点是，利用均表示3D图像的两个数据集执行第一配准程序。因此，在第二配准程序中，将表示2D图像的第三数据集投影到表示所研究患者的详细信息的所述第一组合数据集上或患者体内的感兴趣区域

处。

必需要指出，还可以首先产生两个组合数据集，然后将这两个组合数据集彼此合并。在这种情况下，可以通过将第三数据集与第二数据集进行配准来生成第一组合数据集，而可以通过将第二数据集与第一数据集进行配准来生成第二组合数据集。

根据本发明的另一实施例，对象为插入患者脉管内的导管。这样可以提供如下优点：可以借助微创医学检查技术来在患者脉管系统内移动导管尖端。由此，可以检查或治疗患者身体的很多不同部分，其中，利用微创技术仅在单个插入点处插入适当的导管。

根据本发明的另一实施例，该方法还包括如下步骤：基于第二组合数据集创建导管周围的截面视图。优选地，在对应于导管尖端的位置产生截面视图。通过将 2D 图像中识别的导管尖端反向投影到通过采集第二数据集获得的 3D 脉管树结构上测定导管尖端的 3D 位置。

因此，可以测定导管尖端周围组织的成分。当导管前端部分代表用于在对应脉管截面之内或紧邻处直接执行医学处置的工具时，这样尤其有利。

根据本发明的另一实施例，截面视图的取向垂直于插入导管的脉管的截面的切线。这样可以提供选择图像投影或图像切片的优点，这允许以高的空间分辨率和对比分辨率精确地测定导管尖端周围的组织。

此外，这样可以实现实时显示通过导管尖端位置的截面，该平面包括对应于导管尖端切线的法线。这意味着在沿着对应脉管移动导管时，该截面随着它一起一致地移动，且能够实时评估导管尖端周围的组织。

根据本发明的另一实施例，利用计算机断层摄影（CT）和/或利用磁共振（MR）获得第一数据集。这样的优点是可以利用公知的医学检查程序检查患者全身。

根据本发明的另一实施例，在将对象插入患者之前采集第一数据集。由此，能够在未扰动状态下，即在无导管插入的状态下测定患者的 3D 表示。

必需要指出，尤其在利用 CT 或 MR 采集第一数据集时，能够获得表示患者软组织的介入前数据集。

根据本发明的另一实施例，利用 3D 旋转血管造影（RA）获得第二数

数据集。由此，使用适当的造影剂，优选在进行旋转血管造影之前不长时间之内向患者脉管系统之内插入造影剂。

根据本发明的另一实施例，利用计算机断层摄影血管造影（CTA）和/或磁共振血管造影（MRA）获得第二数据集。可以利用基于图像的配准分别将 CTA、MRA 数据集直接与 2D X 射线数据集进行配准。由此，可以将对象反向投影到从 CTA 或 MRA 分段出来的脉管树结构上。

在此必需要指出，在使用 CTA 和/或 MRA 采集第二数据集的情况下，在 CTA/MRA 图像中同样已经可以看到患者的软组织。因此，第二数据集包括第一数据集和第二数据集两者的信息。这意味着，可以将第二数据集表示为已经组合的数据集，使得个体的第一数据集的使用是任选的。

根据本发明的另一实施例，第二数据集局限于对象周围的感兴趣区域。这样作的优点是，在第二 3D 图像中可以仅包括患者血管结构的相关部分，从而可以限制计算量，而不会对另一图像的质量产生负面影响。

根据本发明的另一实施例，第二数据集还包括患者血管结构的分段图像。分段的血管结构与先验知识（即对象包含在该结构之内）相结合可以根据第二数据集和第三数据集的组合测定对象的 3D 位置。

根据本发明的另一实施例，第一组合数据集表示 3D 图像。这样做的优点在于，可以将 2D 图像之内识别的对象位置以如下的方式与第二数据集结合：即在 3D 图像之内精确地指定对象的位置。

优选地，必需要考虑到对象始终处于预定的形态结构，例如血管中这一先验知识。由此，可以在第一组合数据集之内绘制对象的位置，第一组合数据集优选表示由源于第三数据集的信息稍微修正的 3D 旋转血管造影体积。

根据本发明的另一实施例，利用 X 辐射采集第三数据集。这样做的优点是可采用普通的 2D X 射线成像方法。由此，可以在向患者血管结构之内注射或未注射造影剂的情况下执行 2D X 射线成像。由于导管通常是由包括强 X 射线衰减的材料制造的，因此存在造影剂不会对对象的可识别性带来影响或仅带来微弱的影响。

根据本发明的另一实施例，利用同样的医学检查设备采集第二数据集和第三数据集。这样做的优点是，可以优选利用微创手术在短时间内采集

第二和第三数据集，在微创手术中将导管插入患者的血管结构中。这样为尤其有利的特征，即实时监测或跟踪导管提供了依据。

利用相同的医学检查设备采集第二和第三数据集具有的另一优点在于，利用纯几何计算可以相当容易地将这些数据集彼此进行配准。这意味着，采集期间设备几何结构的位置用于生成数据集的配准。由于两个数据集都是利用同样设备采集的，因此这些数据集的坐标系之间的关系是已知的。

当然，必需要指出，如果在采集第三数据集和第二数据集的期间患者在空间上是固定的，则可以提高总的分辨率。优选地，相对于检查床(table)固定患者。这样改善了表示患者血管结构3D图像的第三数据集和第二数据集之间的基于几何结构的配准。

根据本发明的另一实施例，在患者的血管结构之内移动对象，并且针对对象的不同位置采集第三数据集。由此，每个第三数据集表示包括插入患者体内的对象的患者的2D图像。针对对象的每个位置执行数据评价，该数据评价包括：(a) 识别2D图像内的对象；以及(b) 将第三数据集与第二数据集进行配准，以便生成表示对象周围的图像的第一组合数据集，由此将对象反向投影到血管结构中。

必需要指出，未必一定但可以通过另外的步骤来补充所述方法，其中，针对对象的每个位置进行数据评价还包括将第一组合数据集与第一数据集进行配准，以便生成表示另一幅对象周围图像的第二组合数据集。这一步骤是任选的，因为当在患者的血管结构之内移动对象时，第一和第二数据集都不会变化。

这样做的优点是可以利用后续的测量和数据评价程序对移动导管周围的组织进行成像。换言之，可以实时监测移动导管及其周围组织，且可以在包括一系列2D X射线图像的数据流上执行所述方法。然后可以更加鲁棒地定位导管尖端在3D脉管树中的位置，因为我们知道导管不会突然从一个脉管跳到另一个脉管。

必需要指出，未必需要获得多个表示第二数据集的3D RA数据集。优选地，在单个3D RA数据集上映射很多2D X射线图像或一串2D X射线图像。

因此，仅需要一次 3D RA 数据采集。这样做的优点是可以避免对患者有害的额外量的造影剂和 X 射线剂量。

通过将 (a) 基于反复采集的第三数据集的 3D 导管跟踪与 (b) 第二数据集组合，可以持久地标识导管在 3D 脉管结构中的位置。通过将由此创建的第一组合数据集施加到介入前采集的表示患者第一 3D 图像的软组织数据集上，可以实时将导管尖端位置链接到软组织截面，这样能够实时将脉管的可视化和周围的软组织集成。利用与周围软组织的必要关联，这样可以获得对血管造影数据集之内导管位置的充分了解。

优选地，可以在以下应用中使用这一操作，即将 3D 导管位置与源于不同软组织模态的周围软组织信息关联起来：

- 在各种肿瘤组织、动静脉畸形等的血管内栓塞中，测定动脉内颗粒注射的最佳位置。
- 在动脉瘤压迫周围的语言和肌肉运动脑组织时，测定颅内支架的最佳位置。
- 在例如出血性脑卒中中确定发生栓塞的脉管部分。

采用所述方法，可以使血栓位置可视化，该位置通常在组合的 2D/3D 数据集中不可见，其中组合的 2D/3D 数据集唯一地基于所采集的血管造影数据。具体而言，如果定义了治疗处置，且要经由微创动脉内方法来执行所述处置，则精确知道导管位置变得非常重要。因此，将 2D/3D X 射线血管造影数据集（即第一组合数据集）与第一 3D 图像（例如通过 CT 获得）的对应图像合并，可以精确地测定血栓梗阻的位置和范围。

根据本发明的另一方面，提供了一种用于测定插入患者体内的对象周围的组织的数据处理装置。该数据处理装置包括：(a) 数据处理器，其适于执行根据权利要求 1 所述的方法，以及 (b) 存储器，用于存储所采集的第一数据集、所采集的第二数据集和所采集的第三数据集以及经配准的第一组合数据集。

根据本发明的另一方面，提供了一种计算机可读介质，其上存储有用于测定插入患者体内的对象周围的组织的计算机程序。在由数据处理器执行该计算机程序时，该计算机程序适于执行上述方法的示范性实施例。

根据本发明的另一方面，提供了一种用于测定插入患者体内的对象周

围的组织的程序单元。在由数据处理器执行该程序单元时，该程序单元适于执行上述方法的示范性实施例。

可以用任何适当的编程语言，例如 C++来编写该程序单元，且可以将其存储在诸如 CD-ROM 的计算机可读介质上。而且，可以从诸如万维网的网络上得到该计算机程序，可以从网络上将该计算机程序下载到图像处理单元或处理器或任何适当的计算机中。

应当注意，已经参考不同的主题描述了本发明的实施例。具体而言，参考方法型权利要求描述了一些实施例，而参考设备型权利要求描述了其他实施例。然而，本领域的技术人员将会从上面和下面的说明书领会到，除非另行说明，除了属于同一类型主题的特征的任意组合之外，还认为本申请中公开了涉及不同主题的特征之间的任意组合，尤其是设备型权利要求的特征和方法型权利要求的特征之间的任意组合。

本发明的上述方面及其他方面从下文所述的实施例范例中变得显而易见，并将参考实施例的范例进行解释。在下文中将参考实施例范例来更加详细地描述本发明，但本发明并不局限于此。

图 1 示出了根据本发明优选实施例的不同数据采集和数据处理步骤的示意图；

图 2 示出了用于执行本发明的优选实施例的时序流程；

图 3a、3b 和 3c 示出了在执行本发明优选实施例过程中产生的图像；

图 4 示出了用于执行本发明优选实施例的图像处理装置。

附图标记列表：

S100 获得 CT

S110 获得 3D RA

S115 分段 3D RA

S116 对 CT 和 3D RA 进行配准

S120 获得 2D X 射线

S125 跟踪导管尖端

S126 对 3D RA 和 2D X 射线进行配准

S130 测定 3D 中的导管尖端位置

- S140a 生成垂直视图
- S140b 利用 CT 生成垂直视图
- S200 获得 CT
- S210 获得 3D RA
- S215 分段 3D RA
- S216 对 CT 和 3D RA 进行配准
- S220 获得 2D X 射线
- S225 跟踪导管尖端
- S226 对 3D RA 和 2D X 射线进行配准
- S230 测定 3D 中的导管尖端位置
- S240 生成垂直视图
- 326 基于 2D X 射线数据集与 3D RA 数据集配准的图像
- 316 基于 3D RA 数据集与 CT 数据集配准的分段脉管图像
- 340 基于 3D RA 数据集与 CT 数据集配准的表示脉管截面视图的图像
- 460 数据处理装置
- 461 中央处理单元/图像处理器
- 462 存储器
- 463 显示装置
- 464 键盘
- 465 总线系统

附图中的例示为示意性的。应当注意的是，在不同的附图中，为类似或相同的元件或步骤提供相同的附图标记，或与对应附图标记相比仅第一位不同的附图标记。

图 1 为示出了根据本发明优选实施例的不同数据采集和数据处理步骤的示意图。可以利用专用硬件和/或利用适当软件实现这些步骤。

为了精确地在短时间内测定插入患者血管中的导管周围组织，必需要执行三次不同的数据采集。

首先，如步骤 S100 所示，受检患者要经受计算机断层摄影 (CT) 程序。由此采集表示患者的 3D 图像或者至少是患者身体感兴趣区域的 3D 图像的

CT 数据集。优选地，在将导管插入患者脉管结构之前执行该程序。

必需要指出，还可以利用其他 3D 诊断扫描方法，例如磁共振、正电子发射断层摄影、单光子发射断层摄影、3D 超声等来执行所述方法。

第二，如步骤 S110 所示，患者要经受所谓的 3D 旋转血管造影 (RA)。3D RA 产生患者血管结构的 3D 表示。为了提供精确的图像，使用适当的造影剂。必需要在执行 3D RA 检查之前的适当时间注射造影剂。

优选地，可以采用公知的 C 臂来实现 3D RA 检查，由此安装在 C 臂上的 X 射线源和相对的 X 射线探测器通常围绕患者身体移动。

第三，如步骤 S120 所示，记录患者的 2D X 射线图像。这样就可以利用公知的 X 射线透视获得 2D X 射线图像。优选地，采用上述 C 臂来执行 2D X 射线记录。调节 2D X 射线图像的视野，使得插入的导管被包括在 2D 图像之内。由此，如步骤 S125 所示，可以通过处理对应的 2D X 射线数据集来跟踪导管，尤其是导管的尖端。由于 2D X 射线记录不需要旋转移动 C 臂，因此可以非常迅速地识别导管的定位。因此，同样可以实时跟踪正在移动的导管。

在此要指出，也可以利用所谓的对导管尖端进行基于传感器的跟踪来执行对导管尖端的跟踪。利用这种方法，必需要使用具有发射机元件的复杂导管。该发射机元件适于发送可以由适当接收机检测到的位置测定信号。

在上述数据采集步骤 S100、S110 和 S120 之后，执行三个数据处理步骤 S116、S115 和 S126。

首先，如步骤 S116 所示，将利用 CT 程序（步骤 S100）产生的数据集与利用 3D RA 程序（步骤 S110）产生的数据集进行配准。由此，将 CT 数据集中包括的信息在空间上与 3D RA 数据集中包括的信息组合起来。在这里所述的实施例中，有关患者脉管结构周围软组织的 CT 信息以及有关患者脉管空间位置的 3D RA 信息尤其重要。

第二，如步骤 S115 所示，对步骤 S110 获得的 3D RA 数据集进行分段，使得对于进一步的处理而言可以仅使用对应的图段 (segment)。这明显减少了所述方法的计算量。

第三，如步骤 S126 所示，将 3D RA 程序（步骤 S110）产生的数据集与 2D X 射线成像（步骤 S120）获得的数据集进行配准。由此，将 2D X 射

线数据集中包括的特别关于导管当前位置的信息与 3D RA 数据集中包括的关于 3D 脉管结构的信息组合起来。换言之，将导管尖端反向投影到利用 3D RA 获得的脉管树结构中。这是非常重要的步骤，因为如果没有该步骤 S126，导管尖端的 3D 位置是未知的，稍后将不可能产生导管尖端和周围组织的截面视图。

在此必需要指出，CT 和 3D RA 图像应当包含足够多的界标，以实现步骤 S116 中可靠的数据集配准。由此假设患者相对于检查床固定地躺着，以便进一步实现 2D X 射线数据集和 3D RA 数据集之间基于几何结构的配准。

在该背景下，在术语“基于几何结构的配准”中使用“几何结构”一词是为了表示 C 臂 X 射线机中的机械部分。由于是分别通过对应的计算机利用该机器产生的 3D RA 数据集，因此数据相对于该机器的位置始终已知。即使有人环绕患者在很多自由度上移动了机器的机械部分，机器该部分的位置也始终是已知的。在利用同一 C 臂 X 射线机获得 2D X 射线图像时，基于该机器的机械部分的位置，已知如何将 2D X 射线图像投影到 3D RA 数据集上。因此，基于几何结构的配准的唯一限制是患者不能移动。

此外，必需要指出，除了 2D X 射线图像和 3D RA 体积之间基于几何结构的配准之外，还可以使用基于图像的配准。尽管这种基于图像的配准往往更耗时且不太鲁棒，但基于图像的配准的优点在于解放了受检患者，使其不必在分别执行步骤 S110 和 S120 期间保持固定。

此外，必需要指出还可以使用混合式配准方式。使用这种方式时，将“几何结构”配准用作基于图像的配准的起点。可以将这种混合式配准用于校正少量的运动，它比纯粹的基于图像的配准更鲁棒。

在上述数据处理步骤 S116、S115、S126 和 S125 之后，执行另外三个数据处理步骤 S130、S140a 和 S140b。

首先，如步骤 S130 所示，在患者脉管结构的 3D 表示之内识别导管尖端的位置。由此，组合关于被跟踪的导管尖端的信息（参见 S125）、从对齐步骤 S126 导出的信息以及先验知识（即导管始终位于在 3D RA 数据集中分段的脉管树之内（参见 S115））。

第二，如步骤 S140a 所示，生成被跟踪导管尖端的垂直视图。由此，组合 3D 中导管尖端位置的认识（参见步骤 S130）和 3D RA 表示中分段的脉管树（参见 S115）。

第三，如步骤 S140b 所示，生成被跟踪导管尖端的改进垂直视图。除了步骤 S140a 获得的垂直视图（其主要示出了导管尖端位置处的对应脉管的截面视图）之外，还将改进的垂直视图延伸到脉管周围的软组织。为了生成精确示出脉管内部和脉管周围组织的图像，将表示步骤 S140a 获得的垂直视图的数据集与配准步骤 S116 之内获得的数据集组合。

图 2 示出了用于执行本发明的优选实施例的时序流程。该流程始于步骤 S200，其是图 1 中所示的步骤 S100。该流程以步骤 S240 结束，该步骤代表图 1 所示的步骤 S140a 和步骤 S140b。同样，中间步骤 S210、S215、S216、S220、S225、S226 和 S230 与图 1 所示的对应步骤相同。因此，基于对应的流程，将不再详细解释获得导管尖端垂直视图的流程，在该流程中组合诊断扫描（CT）、3D RA 和实时 2D X 射线成像。

所述用于生成导管尖端垂直视图的方法（其中组合 CT、3D RA 和实时 2D X 射线成像）与现有技术程序相比具有若干优点。在下文中将简单介绍这些优点中的一些。

A) 公知的 X 射线血管造影成像仅提供了人体残腔外边界的 2D 和 3D 信息，具体而言是向患者脉管结构中注射碘化造影剂之后的外边界。软组织信息不包括在内。与此相比，所述方法能够精确地以可能的最高对比分辨率了解 3D 脉管解剖结构，同时实现脉管结构周围软组织特性的可视化。

B) 所述方法能够精确地测定导管尖端相对于损伤位置的位置。由此，可以利用交互式 X 射线血管造影来采集导管尖端的位置。利用 CT、磁共振或 X 射线软组织数据扫描获得损伤的位置。

C) 在血管内进行血栓溶解的疗法中，所述方法还实现了血栓部位相对于导管位置的可视化。

D) 在血管病理学的微创介入治疗和肿瘤组织的血管内治疗期间，获得导管尖端位置处的脉管内和脉管周围的组织（例如斑块）的形态学评估在临床上极为有利。

E) 所述方法的另一优点是可以在 2D X 射线图像中识别出导管尖端。之后，将导管尖端投影到从 3D RA 数据集中分段出来的脉管 3D 模型上。通过这种方式，无需移动 X 射线装备即可以获得导管尖端的 3D 位置和取向。这意味着可以实时显示通过导管尖端位置的截面，其法线对应于导管

尖端的切线。因此，当医生移动导管时，截面随其移动。由此可以实时精确地评估导管尖端周围的组织。不需要让医生改变其工作流程并执行复杂而耗时的额外动作即可完成该方法。

图 3a、3b 和 3c 示出了在执行本发明优选实施例过程中产生的图像。其中，图 3a 示出了描绘 2D X 射线数据集与 3D RA 数据集配准的图像。图 3b 示出了描绘 3D RA 数据集的分段脉管在空间上与对应 CT 数据集配准的图像。图 3c 示出了描绘将通过 3D RA 数据集与 CT 数据集配准获得的分段脉管的截面视图的图像。

图 4 示出了根据本发明的数据处理装置 425 的示范性实施例，其用于执行根据本发明的方法的示范性实施例。该数据处理装置 425 包括中央处理单元 (CPU) 或图像处理器 461。图像处理器 461 连接到用于暂时存储采集或处理的数据集的存储器 462。图像处理器 461 经由总线系统 465 连接到多个输入/输出网络或诊断装置，例如用于 3D RA 和 2D X 射线成像的 CT 扫描器和 C 臂。此外，图像处理器 461 连接到显示装置 463，例如计算机监视器，用于显示表示由图像处理器 461 重建和配准的被插入导管的垂直视图的图像。操作者或用户可以经由键盘 464 和/或任何其他输出装置 (图 4 中未示出) 与图像处理器 461 交互。

应当注意的是，“包括”一词并不排除其他元件或步骤，“一”或“一个”并不排除多个。而且可以组合结合不同实施例描述的元件。还应当注意的是，权利要求中的附图标记不应被解释为限制权利要求的范围。

为了总结本发明的上述实施例，可以描述为：

描述了一种用于测定插入患者体内的对象周围组织的方法。该方法包括：采集表示患者第一 3D 图像的第一数据集；采集表示患者血管结构的第二 3D 图像的第二数据集；以及采集表示包括该对象的患者 2D 图像的第三数据集。该方法还包括：识别 2D 图像内的对象；将三个数据集中的两个彼此进行配准以便生成第一组合数据集；以及将第一组合数据集与剩余的数据集进行配准以便生成表示另一幅对象周围图像的第二组合数据集。该方法实现了诸如 CT、3D RA 和实时 2D 透视的组合诊断扫描。由此能够生成表示插入患者体内的对象的垂直于导管尖端的图像。由于 3D RA 显示出管腔而诊断扫描显示出软组织，因此能够评估导管尖端位置处的组织，例如发现软斑块。

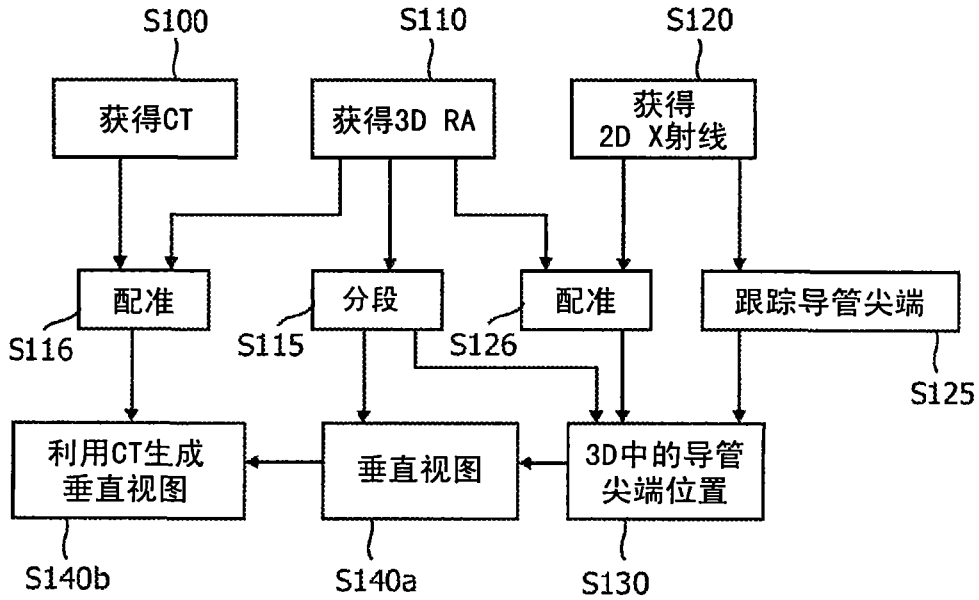


图1

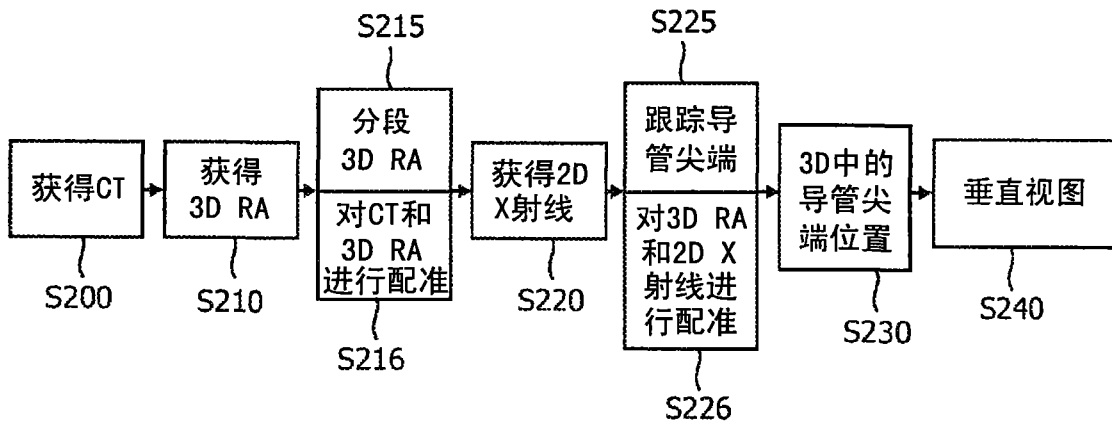


图2



图3a

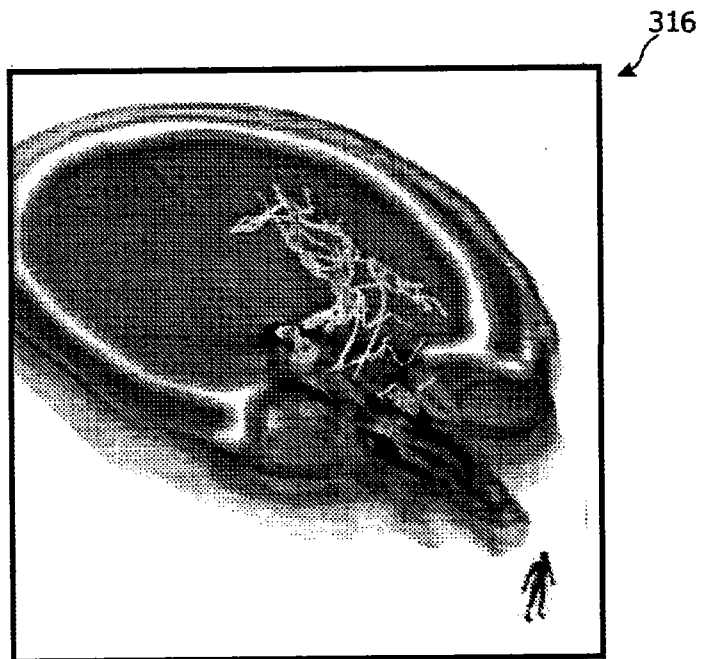


图3b

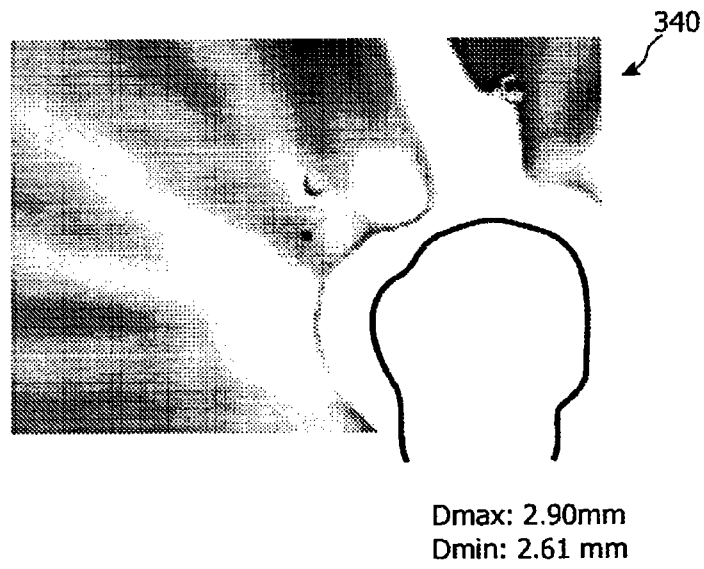


图3c

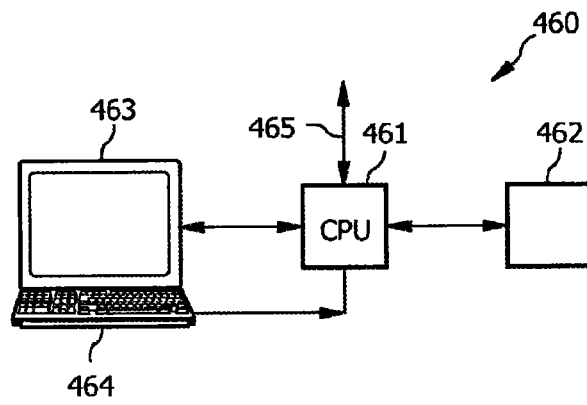


图4