



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510053199.5

A61B 5/00

A61B 5/055

A61B 6/00

A61B 6/02

A61B 8/00

A61B 8/13

A61M 25/095

[43] 公开日 2005 年 9 月 14 日

[11] 公开号 CN 1666708A

[22] 申请日 2005.3.8

[21] 申请号 200510053199.5

[30] 优先权

[32] 2004.3.8 [33] DE [31] 102004011154.5

[71] 申请人 西门子公司

地址 联邦德国慕尼黑

[72] 发明人 马丁·克利恩 马库斯·菲斯特

诺伯特·拉恩

[74] 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

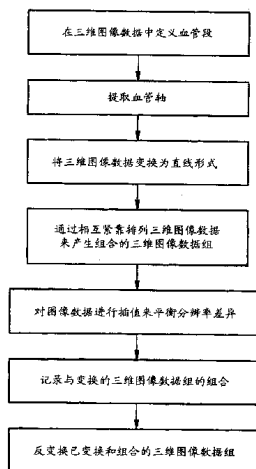
代理人 马莹 邵亚丽

权利要求书 2 页 说明书 4 页 附图 3 页

[54] 发明名称 用空腔管道三维图像数据记录其二维图像数据序列的方法

[57] 摘要

本发明涉及一种用空腔管道(2)尤其是血管的三维图像数据(8)记录其用成像内腔器械(1)在该器械在空腔管道内相对移动位置已知时所采集的二维图像数据(5)序列的方法。其中,由三维图像数据确定空腔管道预定段中轴(10)的三维走向,对三维图像数据进行变换将中轴的三维走向转换为直线走向,存储变换所需的变换参数。将二维图像数据序列根据已知相对移动位置在一中心直线上平行排列产生组合三维图像数据组(11),通过使该中心直线与中轴的直线走向相等,并适当平移以叠加一共同参考点,用变换后的三维图像数据(9)记录组合三维图像数据组。然后考虑存储的变换参数,用三维图像数据记录组合三维图像数据组或其中包含的二维图像数据。



1. 一种用空腔管道(2)、尤其是血管的三维图像数据(8)记录该空腔管道(2)的二维图像数据(5)序列的方法,所述二维图像数据(5)是用成像内腔器械(1)在已知该器械(1)在该空腔管道(2)内的相对移动位置的情况下采集的,其中
- 从三维图像数据(8)中确定该空腔管道(2)的一个预定段的中轴(10)的三维走向,
 - 通过对该空腔管道(2)的预定段的三维图像数据(8)进行第一变换而将该中轴(10)的三维走向转换为直线走向,并存储该第一变换所需的变换参数,
 - 由所述二维图像数据(5)序列、通过根据已知的相对移动位置在一条中心直线上平行地相互紧靠排列成行来产生组合的三维图像数据组(11),
 - 通过使该中心直线与所述中轴(10)的直线走向相等以及适当地平移以叠加一个共同参考点,首先用该变换后的三维图像数据(9)来记录组合的三维图像数据组(11),
 - 接着在考虑所存储的变换参数的条件下,用三维图像数据(8)记录组合的三维图像数据组(11)或其中包含的二维图像数据(5)。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,为了用所述三维图像数据(8)来进行记录,对组合的三维图像数据组(11)或其中包含的二维图像数据(5)进行第二变换,该第二变换表示反变换到第一变换。
3. 根据权利要求1或2所述的方法,其特征在于,对所述三维图像数据(8)和组合的三维图像数据组(11)之间的分辨率差异通过插值来进行平衡。
4. 根据权利要求1至3中任一项所述的方法,其特征在于,作为参考点确定一个在所述二维图像数据(5)和所述三维图像数据(8)中可识别的醒目的点。
5. 根据权利要求1至4中任一项所述的方法,其特征在于,通过将所述三维图像数据(8)中的空腔管道(2)的壁(7)进行分段来确定所述空腔管道(2)中轴(10)的三维走向。
6. 根据权利要求1至5中任一项所述的方法,其特征在于,用磁共振或X

射线吸收方法来记录所述空腔管道(2)的三维图像数据(8)。

7. 根据权利要求1至6中任一项所述的用于记录二维图像数据(5)的方法, 所述二维图像数据(5)是用IVUS导管记录的。

8. 根据权利要求1至6中任一项所述的用于记录二维图像数据(5)的方法, 所述二维图像数据(5)是用OCT导管记录的。

9. 根据权利要求1至6中任一项所述的用于记录二维图像数据(5)的方法, 所述二维图像数据(5)是借助荧光成像记录的。

用空腔管道三维图像数据记录其二维图像数据序列的方法

5 技术领域

本发明涉及一种用空腔管道、尤其是血管的三维图像数据记录该空腔管道的二维图像数据序列的方法，所述三维图像数据是由诸如计算机断层造影（CT）、磁共振断层造影（MR）、三维血管造影或三维超声波的三维成像模式产生的，而所述二维图像数据是用成像内腔器械在已知该器械在空腔管道内的相对移动位置的情况下采集的。

背景技术

利用成像内腔器械可以记录空腔管道、尤其是血管或空腔器官的内部的两维图像。为此，例如采用血管内超声波（IVUS）、光相关断层造影（OCT）或荧光成像的成像方法。在此，在连续或分步地控制器械在空腔管道内的运动期间记录图像。这样，可以例如利用成像血管内导管提供血管内部（例如心脏血管系统）的二维截面图像。为此，图1举例示出穿过心脏血管系统3的一段，在该图中可以看到导入血管2内的成像导管1。利用运动控制装置4可以机械或手动地使导管1在血管2内向前或向后移动。导管1的拉力方向用箭头标出。当导管在血管2内连续受控地运动期间，不断地记录血管的二维截面图像。图1在右侧示出在导管1运动到血管2内的不同位置时所获得的二维截面图像5，这些二维截面图像分别表示一个与血管2的纵轴垂直的截面。沿着二维截面图像5延伸的箭头表示导管1在图像拍摄期间的拉力方向。在这些二维截面图像中，可以识别出血管内腔6中的血管壁7以及血管中轴10，就在该中轴10上导引导管1。由于导管1在每次拍摄一个二维截面图像5的时刻的纵向移动都因为导管运动是受控的而已知，并由此也已知与每个二维截面图像的相对移动位置，因此可以通过考虑与三维图像数据组的相对移动位置来组合这些图像的图像数据。

此外，DE19919907A1公开了一种用于在三维血管树拍摄中移动导管的方法，其中检测导管的空间位置，并显现成外科手术前拍摄的血管树的三维视图。

为此，采用集成了位置传感器的导管，通过该位置传感器采集导管尖端的各瞬时空间位置。在通过可以在三维图像中看见并与导管一起开动的特殊标记进行干涉之前，用三维图像数据记录该位置传感器。这种记录对所有应当将记录的二维图像数据与三维图像数据组合起来的应用来说都是必要的。

5

发明内容

从该现有技术出发，本发明要解决的技术问题在于，提供一种用三维图像数据描述用成像内腔器械记录的空腔管道的二维图像数据的方法，该方法无需采用位置传感器。

- 10 在本方法中，用空腔管道、尤其是血管的三维图像数据记录该空腔管道的二维图像数据序列，该二维图像数据是用成像内腔器械在已知该器械在空腔管道内的相对移动位置的情况下采集的，其中首先从三维图像数据中确定该空腔管道的预定段的中轴的三维走向。该中轴三维走向的确定例如可以通过将可在三维图像数据中识别的空腔管道壁分段来进行，借助这种分段获得该中轴的几何特征。当然还可以采用其它图像处理算法来确定轴的走向。接着，通过对空腔管道的预定段的三维图像数据进行纵向保持的第一变换而将中轴的三维走向转换为直线走向，并为后面的反变换存储该第一变换所需的变换参数。由二维图像数据序列通过根据已知的相对移动位置在一条中心直线上平行对等的相互紧靠排列成行，可以产生组合的三维图像数据组，如现有技术已公开的那样。
- 15 最后，通过使该中心直线与变换后的三维图像数据组的中轴的直线走向相等，以及适当地平移以与一个共同参考点叠加，来用该变换后的三维图像数据记录组合的三维图像数据组。在组合的三维图像数据组和变换后的三维图像数据之间可能出现的分辨率差异可以通过在全部三维中进行体素插值来消除。作为参考点，例如可以采用空腔管道的一个分支或其它引人注目或已知的点。利用这种方式可以通过简单的相对平移两个三维图像数据组来实现记录。在该记录之后，在考虑所存储的变换参数的条件下，将组合的三维图像数据组或其中包含的二维图像数据反变换为原始三维图像数据的位置。这优选通过对组合的三维图像数据组或其中包含的二维图像数据进行直接的第二变换来进行，该第二变换表示借助所存储的变换参数反变换到第一变换。如果在第一变换中的原始三维数据组不确定，则同样通过对变换后的三维图像数据进行反变换可以重新获得该原始三维数据组。作为本发明方法的结果，现在用三维图像数据组来记录
- 20
- 25
- 30

所观察的空腔管道段的二维图像数据。此外，还可以根据该空腔管道的真实三维解剖结构排列或再现二维图像数据。这种再现自动在反变换组合的三维图像数据组时获得。

5 由此，提供了一种用解剖三维图像数据组记录在穿过空腔管道导引器械期间连续拍摄的二维图像数据序列的方法，该方法无需采用位置传感器。通过所提出的对三维图像数据的变换大大简化了记录步骤，因为只需相互平移两个三维图像数据组。本方法特别适用于采用借助导管或内诊镜的诸如 IVUS、OCT 或荧光成像的成像方法来利用诸如 CT、MR、三维血管造影或三维超声波的三维成像模式产生的图像数据记录血管或空腔器官的图像数据。通过简单的记录，
10 可以为用户任意组合或者说重叠地显示图像数据。当然，本方法还可以用于其它管状身体部分的检查（例如肠检查或支气管记录）产生的图像数据。

附图说明

下面，借助附图所示的实施例详细解释本方法。在此示出：

- 15 图 1 示出用导管拍摄二维截面图像时的关系；
图 2 示出将血管段的三维图像数据变换为直线形式的例子；
图 3 示出从记录的二维图像数据中产生组合的三维图像数据组的例子；
图 4 示意地示出对组合的三维图像数据组进行的反变换；
图 5 示出在实施本发明时的方法流程的概略图。

20

具体实施方式

在该例中，示例性示出用一个血管段的三维图像数据记录二维图像数据。用导管记录二维图像数据序列已经在本说明书的导言部分借助图 1 简短解释过。该图像记录的结果是不与已知的、每幅图像都具有的血管纵轴平移相关连
25 的二维图像 5 的序列。

图 5 给出本方法的各方法步骤的概览。

首先，在向用户显示的三维图像数据中通过标识一个三维起始点和一个三维结束点来定义待融合的血管 2 的一段。在预先给出该血管段之后，在解剖三维图像数据 8 中提取该血管段的中轴 10 的三维走向。在此，首先对该血管段进
30 行分段，以便能借助分段数据确定中轴 10 的几何走向。

基于中轴 10 的三维走向，将该血管段的三维血管结构变换为直线形或者

说管状形式。这显示在图 2 中。将变换参数为后面的反变换而进行存储。

由利用器械记录的二维图像数据 5 的序列，通过简单地相互紧靠排列成行同样可以产生直线形的、管状的三维图像数据组 11，如图 3 所示。在该三位数据组 11 中各个二维图像 5 之间的距离通过在图像记录期间已知的导管的相对移动位置预先给出。在此，二维图像数据 5 一般是当导管运动在时间上保持恒定时拍摄的。这可以通过公知的电动后拉装置来实现。在从二维图像数据 5 获得的三维图像数据组 11 和由三维模式产生的三维数据组 8 之间可能存在的分辨率差异可以通过在全部三维中进行体素插值来消除。

最后一个方法步骤的结果是两个三维图像数据组 9、11，它们分别在直线校准方向示出感兴趣的血管段。这两个数据组 9、11 都可以通过简单叠加中轴和借助共同已知点来相对平移进行对应或者说记录。作为共同的已知点，例如可以通过用户在两幅三维图像中分别采集一个血管分支并使它们一致。

在记录了两个直线校准的三维图像数据组 9、11 之后，可以反变换到原始三维形式。这在图 4 中借助从二维图像数据 5 获得的组合三维图像数据组 11 示出。为了将该血管段反变换到原始的三维形式，读取在变换步骤中存储的变换参数并以相反的方式应用。在该步骤中，在本例中对所有的融合数据，也就是二维图像数据 5 或者从该二维图像数据 5 中形成的三维图像数据组 11 以及解剖变换的三维图像数据 9 进行反变换。结果是，用成像器械产生的二维图像数据 5 的序列记录解剖三维图像数据 8。现在所观察的血管段的二维图像数据 5 已被记录，并且还可以根据真实的三维解剖结构来进行排列或者说再现。

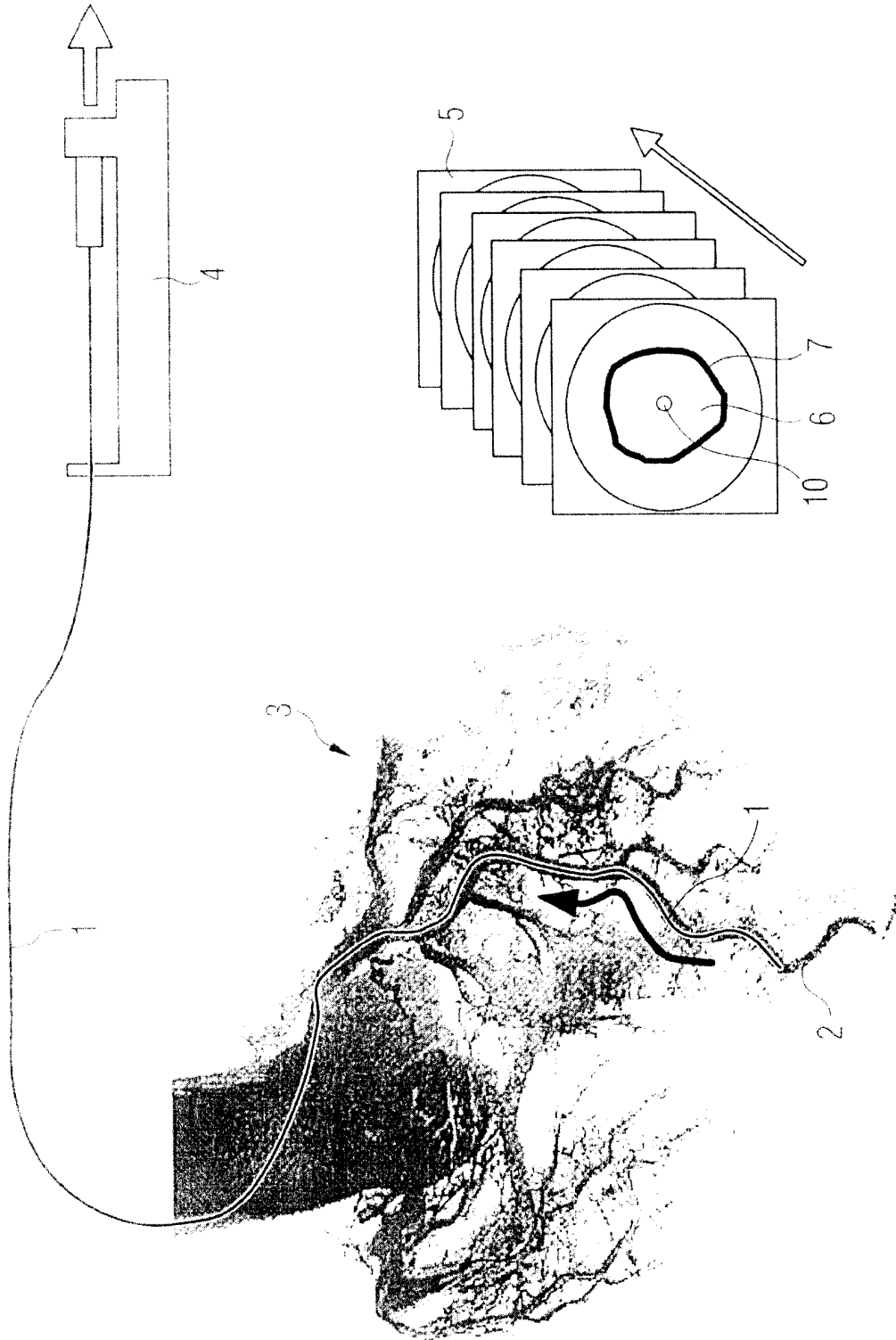


图 1

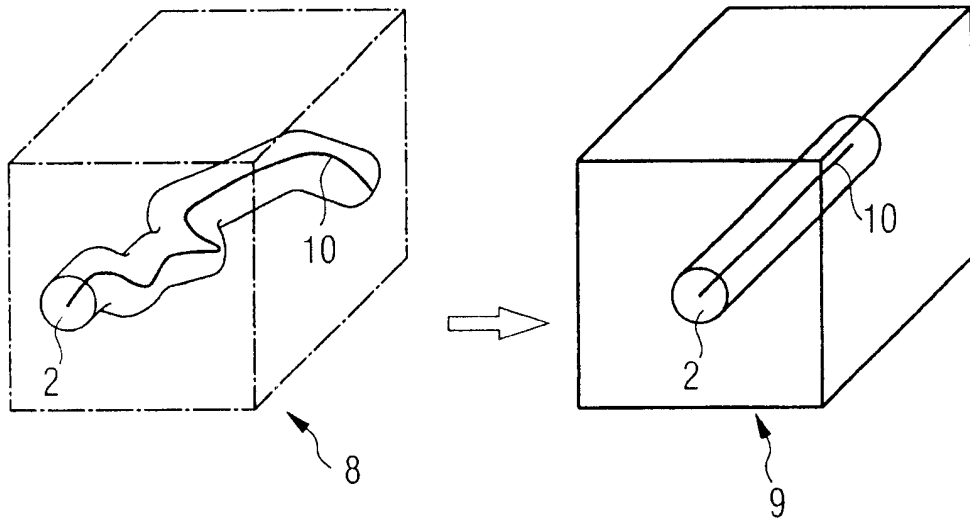


图 2

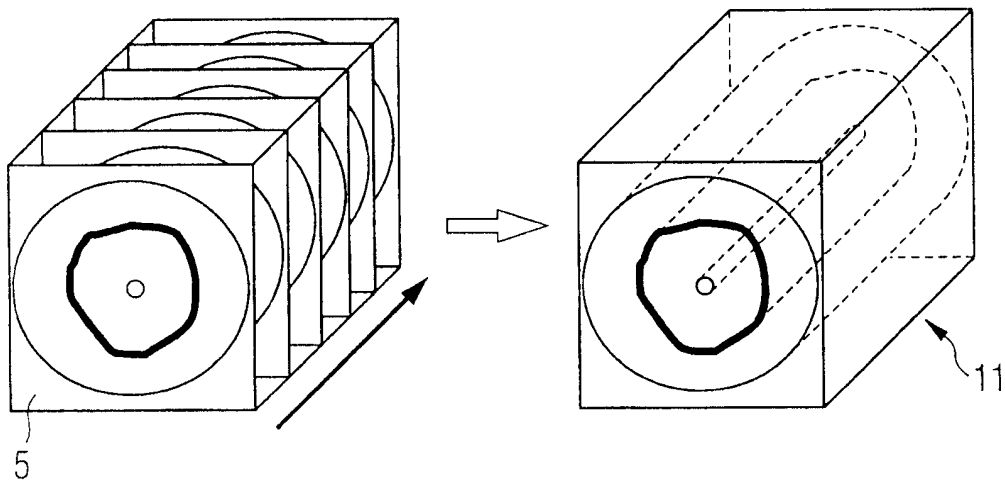


图 3

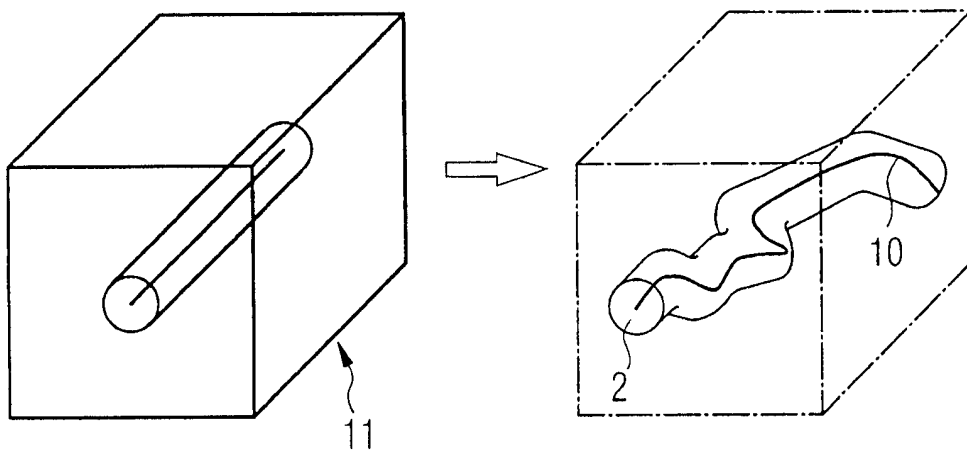


图 4

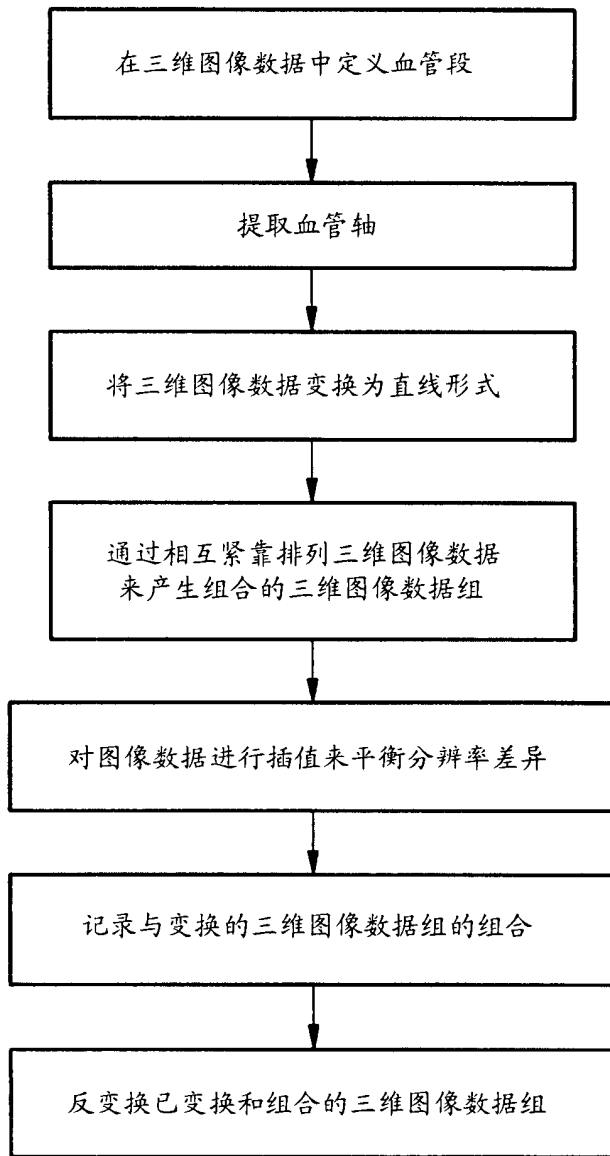


图 5