



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109788937 A

(43)申请公布日 2019.05.21

(21)申请号 201780059994.6

(22)申请日 2017.09.18

(30)优先权数据

16191056.7 2016.09.28 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.03.28

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/073380 2017.09.18

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/059976 EN 2018.04.05

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 C·哈泽 M·格拉斯

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 孟杰雄 王英

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

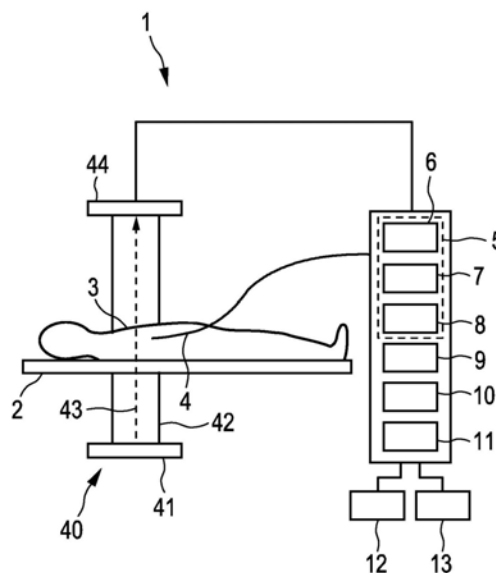
权利要求书3页 说明书11页 附图7页

(54)发明名称

血流确定装置

(57)摘要

本发明涉及一种血流确定装置(5),包括:斑点密度确定单元(7),其用于确定斑点密度值,所述斑点密度值指示血管的内腔的超声图像中的斑点密度的水平,所述超声图像是在成像位置处生成的,所述成像位置在引入位置后面,在所述引入位置处,已经以已知的流体体积流速将流体引入所述血管(20);血液流速确定单元(8),其基于所确定的斑点密度值和所述流体体积流速来确定指示血液体积流速的血流值。这允许以提高的准确度确定血管内血流。



1. 一种血流确定装置,包括:

-斑点密度确定单元(7),其用于确定斑点密度值,所述斑点密度值指示血管(20)的内腔(21)的超声图像中的斑点密度的水平,所述超声图像是在成像位置(22)处生成的,所述成像位置相对于所述血管(20)内的血液的流动方向(24)在引入位置(23)后面,其中,在所述引入位置(23)处,已经以已知的流体体积流速将流体引入所述血管(20),

-血液流速确定单元(8),其用于基于所确定的斑点密度值和所述流体体积流速来确定指示血液体积流速的血流值。

2. 根据权利要求1所述的血流确定装置,其中,所述血流确定装置(5)还包括斑点密度提供单元(6),所述斑点密度提供单元用于提供指示仅示出血液的超声图像中的所述斑点密度的水平的血液斑点密度值,并且用于提供指示仅示出所述流体的超声图像中的所述斑点密度的水平的流体斑点密度值,其中,所述血液流速确定单元(8)还适于基于所述血液斑点密度值和所述流体斑点密度值来确定所述血流值。

3. 根据权利要求2所述的血流确定装置,其中,所述斑点密度提供单元(6)适于基于所述血管(20)的所述内腔(21)的另外的超声图像来确定所述血液斑点密度值,所述另外的超声图像是在所述血管(20)的所述内腔(21)仅含有血液的位置处生成的。

4. 根据权利要求1所述的血流确定装置,其中,所述斑点密度确定单元(7)适于确定所述斑点密度值,使得所述斑点密度值指示在若干超声图像中的至少一些超声图像中的斑点密度的水平的平均值,所述至少一些超声图像是在所述流体被连续引入所述血管(20)时在所述成像位置(22)处针对不同时间生成的。

5. 根据权利要求1所述的血流确定装置,其中,所述斑点密度确定单元(7)适于考虑所述超声图像的整个区域以用于确定所述斑点密度值,所述整个区域对应于所述血管(20)的所述内腔(21)。

6. 根据权利要求1所述的血流确定装置,其中,所述血液流速确定单元(8)适于使用待确定的所述血流值与所述斑点密度值之间的非线性关系。

7. 根据权利要求6所述的血流确定装置,其中,所述血流确定装置(5)还包括斑点密度提供单元(6),所述斑点密度提供单元用于提供指示仅示出血液的超声图像中的所述斑点密度的水平的血液斑点密度值,并且用于提供指示仅示出所述流体的超声图像中的所述斑点密度的水平的流体斑点密度值,其中,所述血液流速确定单元(8)适于使用以下的待确定的所述血流值与所述斑点密度值之间的非线性关系:

$$Q_B = Q_C (f(d_M) - f(d_C)) / (f(d_B) - f(d_M))$$

其中, Q_B 表示待确定的所述血流值, Q_C 表示所述引入位置处的流体体积流速, d_M 表示所述斑点密度值,所述斑点密度值指示所述血管的所述内腔的所述超声图像中的所述斑点密度的水平,所述超声图像是在所述成像位置处生成的, d_C 表示所提供的流体斑点密度值, d_B 表示所提供的血液斑点密度值,并且 $f(d)$ 表示将超声斑点密度值 d 与对应的散射体浓度进行关联的非线性函数。

8. 一种血流确定系统,包括:

-流体引入单元(4、9),其用于在引入位置(23)处以流体体积流速将流体引入血管(20),

-超声单元(10、30),其用于在成像位置(22)处生成所述血管(20)的内腔(21)的超声图

像,所述成像位置相对于所述血管(20)内的血液的流动方向(24)在所述引入位置(23)后面,以及

-血流确定装置(5),其用于确定指示根据权利要求1所述的血管(20)内的血液体积流速的血流值。

9.根据权利要求8所述的血流确定系统,其中,所述流体引入单元包括管(205;305),所述管具有沿着所述管(205;305)的长度定位的若干管开口(206;306),所述若干管开口用于在若干引入位置处以相应的已知的流体体积流速将所述流体引入所述血管(20),其中,所述超声单元(10、30;10、330)适于针对每个引入位置确定在成像位置处的所述血管(20)的所述内腔的相应的超声图像,所述成像位置相对于所述血管(20)内的所述血液的所述流动方向在相应的引入位置后面,其中,所述斑点密度确定单元(7)适于针对每幅超声图像确定指示所述相应的超声图像中的所述斑点密度的水平的相应的斑点密度值,并且其中,所述血液流速确定单元(8)适于基于所确定的若干斑点密度值和所述流体体积流速来确定指示若干血液体积流速的若干血流值。

10.根据权利要求8所述的血流确定系统,其中,所述超声单元(10、30)包括血管内超声(IVUS)探头(30),所述血管内超声探头用于生成所述血管(20)的所述内腔(21)的所述超声图像。

11.根据权利要求10所述的血流确定系统,其中,所述超声单元(10、30)包括若干血管内超声(IVUS)探头(30),所述若干血管内超声探头用于在若干成像位置(22)处生成所述血管(20)的所述内腔(21)的若干超声图像,所述若干成像位置相对于所述血管(20)内的所述血液的所述流动方向(24)在所述引入位置(23)后面,其中,所述斑点密度确定单元(7)适于确定指示相应的超声图像的所述斑点密度的水平的若干斑点密度值,并且其中,所述血液流速确定单元(8)适于基于所确定的若干斑点密度值的平均值和所述流体体积流速来确定指示所述血液体积流速的所述血流值。

12.一种用于生成血管造影图像的血管造影图像生成系统,其中,所述血管造影图像生成系统(1)包括:

-根据权利要求8所述的血流确定系统,其中,所述流体引入单元适于将造影剂作为所述流体引入所述血管(20),

-造影剂成像单元(11、40),其用于生成所述血管(20)内的所述造影剂的图像,以便生成所述血管造影图像。

13.一种血流确定方法,包括:

-由斑点密度确定单元(7)确定指示血管(20)的内腔(21)的超声图像中的斑点密度的水平的斑点密度值,所述超声图像是在成像位置(22)处生成的,所述成像位置关于所述血管(20)内的血液的流动方向(24)在引入位置(23)后面,其中,在所述引入位置(23)处,已经以已知的流体体积流速将流体引入所述血管(20),并且

-由血液流速确定单元(8)基于所确定的斑点密度值和所述流体体积流速来确定指示血液体积流速的血流值。

14.一种用于生成血管造影图像的血管造影图像生成方法,其中,所述血管造影图像生成方法包括:

-执行根据权利要求13所述的血流确定方法的步骤,其中,将造影剂作为所述流体引入

所述血管 (20) ,

-由造影剂成像单元生成所述血管 (20) 内的所述造影剂的图像,以便生成所述血管造影图像。

15.一种包括程序代码单元的血流确定计算机程序,所述程序代码单元用于当所述计算机程序在根据权利要求1所述的血流确定装置上运行时令所述血流确定装置执行根据权利要求13所述的血流确定方法。

血流确定装置

技术领域

[0001] 本发明涉及血流确定装置、方法和计算机程序。本发明还涉及包括血流确定装置、流体引入单元和超声单元的血流确定系统,以及用于生成血管造影图像的血管造影图像生成系统,其中,血管造影图像生成系统包括血流确定系统。

背景技术

[0002] WO 2013/177527 A1公开了一种具有导管组件的系统,该导管组件包括血管内测量设备,该血管内测量设备具有测量模块,该测量模块被配置为发射和接收能量并生成测量数据,其中,该导管组件被配置为将一定量的流体引入患者的血管中。该系统还包括与血管内测量设备通信的测量引擎,其中,该测量引擎被配置为:从血管内测量设备接收测量数据,以确定与将一定量的流体引入血管的预定部分相关联的开始时间,并且基于测量数据来确定结束时间。测量引擎还被配置为:基于开始时间和结束时间来计算经过时间,并且基于经过时间和在经过时间期间该一定量的流体行进的距离来计算血流通过血管的速度。由于确定行进距离和/或经过时间的质量通常不是很高,因此确定血流速度的准确度可能相对较低。此外,在许多应用中,血液体积流速比血流速度更相关。

发明内容

[0003] 本发明的目的是提供血流确定装置、方法和计算机程序,其允许准确确定指示血管内的血液体积流速的血流值。本发明的另外的目的是提供包括血流确定装置、流体引入单元和超声单元的血流确定系统,并且提供包括该血流确定系统的用于生成血管造影图像的血管造影图像生成系统。

[0004] 在本发明的第一方面中,提出了一种血流确定装置,其中,所述血流确定装置包括:

[0005] -斑点密度确定单元,其用于确定斑点密度值,所述斑点密度值指示血管的内腔的超声图像中的斑点密度的水平,所述超声图像是在成像位置处生成的,所述成像位置相对于所述血管内的血液的流动方向在引入位置后面,其中,在所述引入位置处,已经以已知的流体体积流速将流体引入所述血管,

[0006] -血液流速确定单元,其用于基于所确定的斑点密度值和所述流体体积流速来确定指示血液体积流速的血流值。

[0007] 由于血流确定单元适于基于所确定的斑点密度值(其指示超声图像中的斑点密度的水平,即,斑点密度的量)并且基于已知的流体体积流速来确定血流值并且由于能够非常准确地确定超声图像中的斑点密度值,因此能够以提高的准确度确定血流。特别地,为了确定血流值,没有必要确定例如经过时间和行进距离。

[0008] 血液流速确定单元优选适于直接使用斑点密度值来确定指示血液体积流速的血流值,即,优选地,使用斑点密度值本身来确定指示血液体积流速的血流值。例如,能够提供基于斑点密度值和流体体积流速来定义血流值的函数。这尤其意味着:斑点密度值优选不

用于通过例如对斑点密度值进行阈值处理来检测超声图像中的斑点密度减小或增大的时间,并且该时间用于确定血流值。此外,已知的流体体积流速优选是将流体连续引入(即,优选地,将流体连续引入,而不是例如仅作为流体推注)血管的流体体积流速。流体体积流速优选是恒定的。

[0009] 斑点密度确定单元优选适于基于超声图像的图像值来确定斑点密度值。特别地,斑点密度确定单元适于通过在超声图像的对应于血管的内腔的区域内添加图像值(其可能是灰度值)并将添加的图像值的总和除以该区域的面积来确定斑点密度值。

[0010] 在实施例中,所述血流确定装置还包括斑点密度提供单元,所述斑点密度提供单元用于提供指示仅示出血液的超声图像中的所述斑点密度的水平的血液斑点密度值,并且用于提供指示仅示出所述流体的超声图像中的所述斑点密度的水平的流体斑点密度值,其中,所述血液流速确定单元还适于基于所述血液斑点密度值和所述流体斑点密度值来确定所述血流值。特别地,所述斑点密度提供单元适于基于所述血管的所述内腔的另外的超声图像来确定所述血液斑点密度值,所述另外的超声图像是在所述血管的所述内腔仅含有血液的位置处生成的。例如,在将流体引入血管之前,能够在成像位置处生成另外的超声图像,以便在血管的内腔仅包含血液的位置处生成另外的超声图像。斑点密度提供单元也能够是存储单元,在所述存储单元中,已经存储了血液斑点密度值,并且能够从所述存储单元中检索血液斑点密度值以提供血液斑点密度值。而且,能够已经将流体斑点密度值存储在斑点密度提供单元中,以便允许斑点密度提供单元提供所存储的流体斑点密度值。斑点密度提供单元还能够适于接收仅示出流体的超声图像并基于该超声图像来确定流体斑点密度值。通过使用血液斑点密度值和流体斑点密度值来确定血流,能够进一步提高确定血流的准确度。

[0011] 优选地,所述斑点密度确定单元适于确定所述斑点密度值,使得所述斑点密度值指示在若干超声图像中的至少一些超声图像中的斑点密度的水平的平均值,所述至少一些超声图像是在所述流体被连续引入所述血管时在不同时间在所述成像位置处生成的。因此,流体引入单元能够适于以已知的流体体积流速将流体连续引入血管,同时超声单元在成像位置处针对不同时间生成若干超声图像,并且能够确定斑点密度值,使得斑点密度值指示这些若干超声图像中的一些或全部超声图像中的斑点密度的水平的平均值。这种时间平均化能够使确定斑点密度值并因此确定指示血液体积流速的血流值的准确度得到进一步提高。

[0012] 所述斑点密度确定单元适于考虑所述超声图像的整个区域以用于确定所述斑点密度值,所述整个区域对应于所述血管的所述内腔。因此,超声图像的相对较大的区域用于确定斑点密度值,从而降低通常可能发生的局部不准确使确定斑点密度值的准确度下降的可能性。而且,这允许提高确定斑点密度值并因此确定血流值的准确度。

[0013] 进一步优选地,所述血液流速确定单元适于使用待确定的所述血流值与所述斑点密度值之间的非线性关系。特别地,所述血液流速确定单元适于使用以下的待确定的所述血流值与所述斑点密度值之间的非线性关系:

$$[0014] \quad Q_B = Q_C (\theta_M - \theta_C) / (\theta_B - \theta_M) = Q_C (f(d_M) - f(d_C)) / (f(d_B) - f(d_M))$$

[0015] 其中, Q_B 表示待确定的所述血流值, Q_C 表示所述引入位置处的流体体积流速, θ_M 表示散射体浓度值,所述散射体浓度值指示在所述成像位置处的所述血管的所述内腔中的血

液与流体的混合物中的超声散射体的浓度, θ_c 表示流体散射体浓度值, 所述流体散射体浓度值指示所述流体中的超声散射体的浓度, θ_b 表示血液散射体浓度值, 所述血液散射体浓度值指示所述血液中的超声散射体的浓度值, d_M 表示所述斑点密度值, 所述斑点密度值指示所述血管的所述内腔的所述超声图像中的所述斑点密度的水平, 所述超声图像是在所述成像位置处生成的, d_c 表示所提供的流体斑点密度值, 并且 d_b 表示所提供的血液斑点密度值。此外, $f(d)$ 是将超声斑点密度值 d 与对应的散射体浓度 θ 进行关联的非线性函数。该函数例如能够是通过现象校准的函数, 或者能够根据分析计算或数字计算机模型导出。通过使用待确定的血流值与斑点密度值之间的非线性关系, 特别是散射体浓度与斑点密度值之间的非线性关系, 能够进一步提高确定血流值的准确度。

[0016] 在本发明的另外的方面中, 提出了一种血流确定系统, 其中, 所述血流确定系统包括:

[0017] - 流体引入单元, 其用于在引入位置处以流体体积流速将流体引入血管,

[0018] - 超声单元, 其用于在成像位置处生成所述血管的内腔的超声图像, 所述成像位置相对于所述血管内的血液的流动方向在所述引入位置后面, 以及

[0019] - 血流确定装置, 其用于确定指示根据权利要求1所述的血管内的血液体积流速的血流值。

[0020] 优选地, 所述超声单元包括血管内超声 (IVUS) 探头, 所述血管内超声探头用于生成所述血管的所述内腔的所述超声图像。

[0021] 在实施例中, 所述流体引入单元包括管, 所述管具有沿着所述管的长度定位的若干管开口, 所述若干管开口用于在若干引入位置处以相应的已知的流体体积流速将所述流体引入所述血管, 其中, 所述超声单元适于针对每个引入位置确定在成像位置处的所述血管的所述内腔的相应的超声图像, 所述成像位置相对于所述血管内的所述血液的所述流动方向在相应的引入位置后面, 其中, 所述斑点密度确定单元适于针对每幅超声图像确定指示所述相应的超声图像中的所述斑点密度的水平的相应的斑点密度值, 并且其中, 所述血液流速确定单元适于基于所确定的若干斑点密度值和所述流体体积流速来确定指示若干血液体积流速的若干血流值。这允许确定沿着管的长度的若干血流值, 并且因此允许在不必移动管的情况下确定沿着管所在的血管的长度的若干血流值。因此, 能够以相对简单的方式准确确定血流的空间分布。

[0022] 所述超声单元能够包括IVUS探头, 所述IVUS探头相对于血管内的所述血液的所述流动方向能被布置在所有若干管开口后面。在这种情况下, 流体引入单元能够适于按时间顺序在若干引入位置处将流体引入血管, 使得在相应的时间点处仅在单个引入位置处将流体引入血管, 其中, 具有IVUS探头的超声单元能够适于在相应的时间点处确定在成像位置处的血管的内腔的相应的超声图像 (IVUS探头被定位在该成像位置处并且该成像位置被布置在所有若干管开口后面), 以便针对相应的引入位置确定相应的超声图像。

[0023] 在另外的实施例中, 所述超声单元适于在若干成像位置处确定若干超声图像, 其中, 在每个引入位置后面布置相应的成像位置, 即, 相应的引入位置和相应的成像位置的对被布置在彼此后面。而且, 在这种情况下, 所述斑点密度确定单元适于针对每幅超声图像确定指示所述相应的超声图像中的所述斑点密度的相应水平的相应的斑点密度值, 其中, 所述血液流速确定单元适于基于所确定的若干斑点密度值和所述流体体积流速来确定指示

若干血液体积流速的若干血流值。特别地,为了确定针对相应的引入位置的血流值,考虑以下内容:a)针对直接在引入位置后面的成像位置处生成的超声图像确定的斑点密度值,b)在相应的引入位置处将流体引入血管的流体体积流速,以及一个或多个引入位置是否被布置在要确定相应的血流值的相应的引入位置前面,c)在一个或多个先前的引入位置处引入流体的一个或多个流体体积流速。在该实施例中,能够同时通过若干管开口将流体引入血管,以便确定沿着管的长度并因此沿着血管的长度的血流值的空间分布。

[0024] 在实施例中,所述超声单元包括若干IVUS探头,所述若干IVUS探头用于在若干成像位置处生成所述血管的所述内腔的若干超声图像,所述若干成像位置相对于所述血管内的血液的流动方向在所述引入位置后面,其中,所述斑点密度确定单元适于确定指示相应的超声图像的所述斑点密度的水平的若干斑点密度值,并且其中,所述血液流速确定单元适于基于所确定的若干斑点密度值的平均值和所述流体体积流速来确定指示所述血液体积流速的所述血流值。这能够进一步提高所确定的血流值的质量。

[0025] 在本发明的另外的方面中,提出了一种用于生成血管造影图像的血管造影图像生成系统,其中,所述血管造影图像生成系统包括:

[0026] -根据权利要求8所述的血流确定系统,其中,所述流体引入单元适于将造影剂作为所述流体引入所述血管,

[0027] -造影剂成像单元,其用于生成所述血管内的所述造影剂的图像,以便生成所述血管造影图像。

[0028] 因此,相同的流体能够用于确定血流值并用于生成血管造影图像,从而允许在相同的流程中准确确定血流值并生成血管造影图像。此外,由此能够显著减少准确确定血流值和生成血管造影图像所需的时间。

[0029] 在本发明的另外的方面中,提出了一种血流确定方法,其中,所述血流确定方法包括:

[0030] -由斑点密度确定单元确定指示血管的内腔的超声图像中的斑点密度的水平的斑点密度值,所述超声图像是在成像位置处生成的,所述成像位置关于所述血管内的血液的流动方向在引入位置后面,其中,在所述引入位置处,已经以已知的流体体积流速将流体引入所述血管,并且

[0031] -由血液流速确定单元基于所确定的斑点密度值和所述流体体积流速来确定指示血液体积流速的血流值。

[0032] 在本发明的另外的方面中,提出了一种血管造影图像生成方法,其中,所述血管造影图像生成方法包括:

[0033] -执行根据权利要求13所述的血流确定方法的步骤,其中,将造影剂作为所述流体引入所述血管,

[0034] -由造影剂成像单元生成所述血管内的所述造影剂的图像,以便生成所述血管造影图像。

[0035] 在本发明的另外的方面中,提出了一种血流确定计算机程序,其中,所述血流确定计算机程序包括程序代码单元,所述程序代码单元用于当所述计算机程序在根据权利要求1所述的血流确定装置上运行时令所述血流确定装置执行根据权利要求13所述的血流确定方法。

[0036] 应当理解,根据权利要求1所述的血流确定装置、根据权利要求8所述的血流确定系统、根据权利要求12所述的血管造影图像生成系统、根据权利要求13所述的血流确定方法、根据权利要求14所述的血管造影图像生成方法以及根据权利要求15所述的血流确定计算机程序具有相似和/或相同的优选实施例,特别是与从属权利要求中所限定的相似和/或相同的优选实施例。

[0037] 应当理解,本发明的优选实施例也能够是从属权利要求或上述实施例与相应的独立权利要求的任何组合。

[0038] 参考下文描述的实施例,本发明的这些方面和其他方面将是明显的并且得到阐明。

附图说明

[0039] 在以下附图中:

[0040] 图1示意性且示例性地示出了血管造影图像生成系统的实施例,

[0041] 图2示意性且示例性地示出了用于将流体引入血管的管的远端和血管内的IVUS探头,

[0042] 图3示意性且示例性地示出了在将流体引入血管之前的管的远端和IVUS探头,

[0043] 图4示出了示例性地图示用于生成血管造影图像的血管造影图像生成方法的实施例的流程图,

[0044] 图5示意性且示例性地示出了血管的内腔的超声图像,

[0045] 图6示意性且示例性地图示了针对两种不同血液体积流速的随时间的斑点密度,

[0046] 图7示意性且示例性地图示了以下两者的比率对待确定的血流值的依赖性:a)指示血液与盐溶液的混合物的斑点密度的水平的斑点密度值,与b)指示血液的斑点密度的水平的血液斑点密度值,

[0047] 图8示意性且示例性地示出了血管内的若干IVUS探头,

[0048] 图9和图10示意性且示例性地示出了用于在若干引入位置处将流体引入血管的管的实施例,并且

[0049] 图11示意性且示例性地示出了用于在若干引入位置处将流体引入血管的管的另外的实施例。

具体实施方式

[0050] 图1示意性且示例性地示出了用于生成血管造影图像的血管造影图像生成系统1的实施例。血管造影图像生成系统1包括X射线设备40,X射线设备40包括用于发射X射线43的X射线源41和用于生成X射线信号的X射线探测器44,所述X射线信号指示在穿过躺在患者台2上的患者3之后的X射线43的强度。X射线源41和X射线探测器44被附接到C形臂42的相对端,C形臂42能相对于患者3移动。特别地,C形臂42能围绕患者3的纵向轴线旋转,以便允许X射线设备40生成不同方向上的X射线信号,所述X射线信号指示在穿过患者3之后的X射线43的强度。

[0051] 血管造影图像生成系统1还包括管4,管4优选是导管并且连接到流体泵9,以便如图2中示意性且示例性地图示的那样将流体引入血管20。在图2中,箭头25指示引入的流体

的流动,并且箭头24指示血管20的内腔21内的血液的流动。由于管4和流体泵9适于将流体引入血管20,因此管4和流体泵9能够被视为流体引入单元的部件。

[0052] 引入的流体是造影剂,使得由X射线设备40生成的X射线信号指示血管20内的造影剂。血管造影图像生成系统1还包括用于处理X射线信号的X射线信号处理单元11,使得生成示出血管20内的造影剂的血管造影图像。X射线信号处理单元11能够适于使用已知的计算机断层摄影重建技术来生成血管造影图像。然而,X射线信号处理单元11还能够适于仅提供二维投影图像作为造影剂被示为在血管20内的血管造影图像。由于X射线设备40和X射线信号处理单元11适于生成示出造影剂的血管造影图像,因此X射线设备40和X射线信号处理单元11能够被视为是造影剂成像单元。

[0053] 血管造影图像生成系统1还包括被附接到引导元件31的远侧末端的IVUS探头30,该引导元件31优选是导丝。IVUS探头30生成超声信号,该超声信号由超声信号处理单元10处理,使得能够在IVUS探头30所在的成像位置22处生成超声图像。成像位置22相对于血流方向24被布置在引入位置23后面,在引入位置23处,流体被引入血管20。由于IVUS探头30和超声信号处理单元10适于在成像位置22处生成血管20的内腔21的超声图像,因此IVUS探头30和超声信号处理单元10能够被视为用于在成像位置处生成血管的内腔的超声图像的超声单元的部件。

[0054] 血管造影图像生成系统1还包括斑点密度提供单元6,斑点密度提供单元6用于提供指示仅示出血液的超声图像中的斑点密度的水平的血液斑点密度值并且用于提供指示仅示出流体的超声图像中的斑点密度的水平的流体斑点密度值。在该实施例中,流体斑点密度值被存储在斑点密度提供单元6中,使得斑点密度提供单元6能够仅提供所存储的流体斑点密度值。而且,血液斑点密度值能够被存储在斑点密度提供单元6中,使得该值也能够由斑点密度提供单元6提供。然而,斑点密度提供单元6还能够适于基于示出仅填充有血液的血管的内腔的超声图像来确定血液斑点密度值。特别地,IVUS探头30和超声信号处理单元10能够适于在流体被引入血管20的内腔21之前在成像位置22处生成超声图像。在图3中示意性且示例性地图示了这种情况,其中,仅血液在血管20内流动。基于该超声图像,斑点密度提供单元6能够确定血液斑点密度值。

[0055] 血管造影图像生成系统1还包括斑点密度确定单元7,斑点密度确定单元7用于在已经在引入位置23处将流体引入血管20之后确定指示血管20的内腔21的超声图像中的斑点密度的水平的斑点密度值,所述超声图像是在成像位置22处生成的。因此,由斑点密度确定单元7确定的斑点密度值是指指示示出血液与引入的流体的混合物的超声图像中的斑点密度的水平的斑点密度值。优选地,流体泵9以流体体积流速将流体连续引入血管20,所述流体体积流速优选是恒定的。IVUS探头30和超声信号处理单元10能够适于在流体被连续引入血管20时在成像位置22处生成随时间的若干超声图像。此外,斑点密度确定单元7能够适于在流体已经被连续引入血管20时确定的斑点密度值,使得所述斑点密度值指示这些超声图像中的一些或全部超声图像的斑点密度的水平的平均值,所述一些或全部超声图像是在成像位置22处针对不同时间生成的。因此,斑点密度确定单元7能够适于确定斑点密度值,使得所述斑点密度值对应于时间平均值。此外,斑点密度确定单元7优选适于考虑对应于血管20的内腔21的相应的超声图像的整个区域以用于确定斑点密度值。因此,斑点密度值也能够被认为是空间平均值。

[0056] 血管造影图像生成系统还包括血液流速确定单元8,血液流速确定单元8用于基于所确定的斑点密度值和流体被引入血管20的流体体积流速来确定指示血液体积流速的血流值。优选地,血液流速确定单元8适于使用待确定的血流值与斑点密度值之间的非线性关系。特别地,血液流速确定单元8适于使用以下公式作为待确定的血流值与斑点密度值之间的非线性关系:

$$[0057] \quad Q_B = Q_C (f(d_M) - f(d_C)) / (f(d_B) - f(d_M))$$

[0058] 其中, Q_B 表示待确定的血流值, Q_C 表示引入位置处的流体体积流速, d_M 表示斑点密度值,所述斑点密度值指示血管的内腔的超声图像中的斑点密度的水平,所述超声图像是在成像位置处生成的, d_C 表示所提供的流体斑点密度值, d_B 表示所提供的血液斑点密度值,并且 $f(d)$ 表示将超声斑点密度值 d 与对应的散射体浓度进行关联的非线性函数。

[0059] 如上所述,所使用的斑点密度值能够通过空间平均化和时间平均化来获得。基于空间平均化和时间平均化确定血流值能够使这种确定对于不完全混合更加鲁棒并且不依赖于IVUS探头在血管内的放置。

[0060] 由于斑点密度提供单元6、斑点密度确定单元7和血液流速确定单元8适于确定指示血液体积流速的血流值,因此这些单元能够被视为血流确定装置5的单元。此外,该血流确定装置5能够与流体引入单元4、9和超声单元10、30一起被视为血流确定系统的部件,所述血流确定系统又能够被视为血管造影图像生成系统1的部件。

[0061] 系统1还包括输入单元12(如键盘、计算机鼠标、触摸板等)以用于例如输入用于开始或停止用于确定血流值的流程的开始命令或停止命令或者用于向系统1提供另一输入。此外,系统1还包括显示器13,显示器13用于示出所确定的血流值和所生成的血管造影图像。

[0062] 在下文中,将参考图4中示出的流程图示例性地描述用于生成血管造影图像的血管造影图像生成方法的实施例。

[0063] 在通过使用流体引入单元4、10在引入位置23处以恒定的流体体积流速将流体连续引入血管20时,在步骤101中,超声单元10、30在成像位置22处生成血管20的内腔21的超声图像。在步骤102中,斑点密度确定单元7确定指示血管20的内腔21的超声图像中的斑点密度的水平的斑点密度值,所述超声图像是在步骤101中在成像位置22处生成的。在步骤103中,斑点密度提供单元6提供血液斑点密度值和流体斑点密度值,并且在步骤104中,血液流速确定单元8基于在步骤102中确定的斑点密度值、在步骤103中提供的血液斑点密度值和流体斑点密度值以及流体被连续引入血管20的流体体积流速来确定指示血液体积流速的血流值。

[0064] 引入的流体是造影剂,并且在步骤105中,造影剂成像单元11、40生成血管20内的造影剂的图像,以便生成血管造影图像。在步骤106中,在显示器13上示出所确定的血流值和所生成的血管造影图像。

[0065] 步骤101至104能够被视为血流确定方法的步骤。而且,这些步骤的顺序可能不同。例如,只要造影剂在血管20内,就能够在步骤106之前的任何时间执行步骤105。此外,可以在步骤101与102之间或在步骤101之前执行步骤103。

[0066] 上面参考图1至图4描述的系统和方法允许基于输注有流体(造影剂)的血液中的超声斑点浓度(即,超声图像中的斑点密度的水平)来确定血管内体积血流(即,血管内血液

体积流速)。能够通过使用血管内超声的动脉内信号强度来确定指示超声图像中的斑点密度的水平的斑点密度值。

[0067] 血管内血流量(即,血管内血液体积流速)的确定对检查血液动力学系统提供了重要的见解。特别是对于评估冠状动脉狭窄的功能影响和诊断冠状动脉微血管的状态,血管内血流确定是非常有用的。

[0068] 血管造影图像能够用于确定血管的几何形状,即,例如,X射线信号处理单元或另一单元能够适于基于所生成的血管造影图像来确定血管的几何形状。通过使用IVUS探头生成的超声图像也能够用于确定血管的几何形状,尤其是血管横截面和血管壁的几何形状。超声图像还能够用于在介入流程期间在插入扩张支架之后确定关于扩张支架的几何信息。能够由超声信号处理单元或另一单元确定能够基于超声图像确定的这种几何信息。从血管造影图像获得的几何信息和/或从超声图像获得的几何信息能够用于血管内导航、诊断和/或处置规划。

[0069] 上面参考图1至图4描述的系统和方法允许在输注造影剂期间基于IVUS信号的变化(即,通过使用IVUS探头生成的超声图像的变化)来确定指示血液体积流速的血流值。血液中的IVUS信号的强度(即,通过使用IVUS探头生成的超声图像的图像值)取决于血液内的超声散射体浓度。具有比血液更低或更高的散射体浓度的造影剂的输注会改变血液/造影剂混合物的总散射体浓度并因此改变对应的超声图像中的斑点密度,其中,如上文参考图1至图4描述的,这种变化能够用于确定指示血液体积流速的血流值。

[0070] 图5示意性且示例性地示出了由超声单元生成的超声图像,其中,在该超声图像中,第一线61指示血管壁与斑块区之间的边界,并且第二线62指示斑块区与内腔之间的边界。斑点密度确定单元优选适于基于超声图像中由第二线62包围的相应的区域来确定指示斑点密度的水平的斑点密度值。斑点密度确定单元能够适于自动或半自动地分割血管的内腔(即,生成第二线62),然后基于超声图像中在第二线62内的部分来确定斑点密度值。

[0071] 虽然在上文描述的用于确定血液体积流速的实施例中,已经使用了在X射线图像中可见的造影剂,但是在另一实施例中,也能够使用另一种流体来确定血液体积流速。例如,盐溶液能够用作用于确定血液体积流速的流体。由于盐溶液在超声图像中基本上不会示出斑点,因此在这种情况下,流体斑点密度值 d_c 能够为零。血液中盐溶液的混合比限定了组合的超声散射体浓度,即,指示血管的内腔的超声图像中的斑点密度的水平的斑点密度值,所述超声图像是在成像位置处生成的,所述成像位置相对于血管内的血液的流动方向在引入位置后面。特别地,斑点密度值能够被确定为血管的内腔内部的超声图像(其优选是IVUS图像)的回波强度。然后,血液流速确定单元能够基于已知的盐溶液注入速率(即,已知的盐溶液体积流速)以及基于超声的浓度或密度测量值(即,斑点密度值)来确定血液体积流速。

[0072] 图6示意性且示例性地示出了针对两个不同的血液体积流速的随时间 t (以任意单位)的斑点密度 d (以任意单位)。在该图中,线70对应于较大的血液体积流速,并且线71对应于较小的血液体积流速,其中,流体是盐溶液,并且在引入盐溶液流体之前和之后,斑点密度值是血液斑点密度值 d_B 。对于第一线70,盐溶液与血液的混合物的斑点密度值 d_{M1} 指示的斑点密度的水平大于由第二线71所图示的第二种情况的斑点密度值 d_{M2} 指示的斑点密度的水平。如该图所图示的,根据本发明,斑点密度的水平或深度用于确定血液体积流速。在该

实施例中,通过对位于超声图像的对应于血管的内腔的区域内的相应的超声图像的图像值求平均来确定相应的斑点密度值。因此,斑点密度是平均回波强度信号。

[0073] 虽然在上述实施例中,血液流速确定单元适于使用待确定的血流值与斑点密度值之间的非线性关系,特别是某个非线性方程,但是在其他实施例中也能够使用待确定的血液流速与斑点密度值的其他关系来确定指示血液体积流速的血流值。例如,特别地,如图6中示意性且示例性地示出的那样,能够使用a) 以下比率与b) 待确定的血流值 Q_B 之间的关系:所述比率为以下项之间的比率:i) 指示示出流体与血液的混合物的血管的内腔的超声图像中的斑点密度的水平的斑点密度值 d_M 与ii) 血液斑点密度值 d_B 。例如,对于流体被引入血管的每个流体体积流速,能够提供该比率与待确定的血流值之间的相应关系,能够将已经被确定以用于相应的流体体积流速的相应关系与所确定的斑点密度值 d_M 和已知的血液斑点密度值 d_B 一起用于确定血流值 Q_B 。

[0074] 在上述实施例中,相对于血流控制流体的流入,即,以已知的流体体积流速将流体引入血管。这能够引起超声图像中的斑点密度值减小,即,斑点密度值下降。基于这种减小的斑点密度值,能够确定血液流速。因此,能够基于所测量的斑点密度曲线有多深来确定斑点密度值(即,能够确定超声图像中的斑点密度的水平),以便提供斑点密度值,而无需查看曲线有多宽。例如,为了确定血流值,不使用图5中示出的线70、71的宽最小值的宽度,而是使用这些最小值的深度或水平。

[0075] 虽然在上述实施例中,血管造影图像生成系统包括用于生成血管造影图像的具有C形臂的X射线设备,但是在其他实施例中,也能够使用另一种X射线设备(如计算机断层摄影设备)来生成血管造影图像。

[0076] 虽然在上述实施例中,能够使用相同的流体来生成血管造影图像和确定血流值,但是在其他实施例中,也能够使用不同的流体来执行这些任务,即,例如,能够使用造影剂作为第一流体来生成血管造影图像,并且能够使用如盐溶液的第二流体来确定血流值。

[0077] 虽然在上述实施例中,将血流确定与血管造影结合使用,但是也能够单独执行血流确定,即,不执行血管造影流程。特别地,血流确定装置和血流确定系统能够是独立系统,其不需要与如血管造影图像生成系统之类的另一系统集成在一起。

[0078] 虽然在上述实施例中,超声单元仅包括单个IVUS探头,但是在其他实施例中,超声单元也能够包括若干IVUS探头30,以用于在若干成像位置22处生成血管20的内腔21的若干超声图像,若干成像位置22相对于血管20内的血液的流动方向24在引入位置23后面,如图8中示意性且示例性地图示的。在这种情况下,斑点密度确定单元7能够适于确定指示相应的超声图像的斑点密度的水平的若干斑点密度值,并且血液流速确定单元8能够适于基于所确定的若干斑点密度值的平均值和流体被引入血管的流体体积流速来确定指示血液体积流速的血流值。这能够进一步提高所确定的血流值的质量。

[0079] 在另外的实施例中,如图9和图10中示意性且示例性地示出的,引入单元包括外管204和内管205,外管204优选是导管,内管205的硬度小于外管204的硬度。内管205能够从外管204的远侧开口移出,并且包括沿着内管205的长度定位的若干管开口206,以用于在若干引入位置处以相应的已知的流体体积流速将流体引入血管20。在每个引入位置处,相应的已知的流体体积流速能够是相同的。然而,在不同的引入位置处,流体体积流速也可能不同。

[0080] 每个管开口206能够经由内管205内的相应的另外的管而连接到相应的流体泵,以便在相应的管开口206处并因此在相应的引入位置处提供流体。

[0081] 在外管204和内管205内定位有引导元件31,引导元件31优选是导丝,其中,IVUS探头30被附接到引导元件31的远侧末端。IVUS探头30用于在成像位置处生成血管20的内腔的超声图像,所述成像位置相对于血管20内的血液的流动方向在所有引入位置206后面。在该实施例中,流体泵适于在不同的引入位置处按时间顺序将流体引入血管20,以便允许通过使用IVUS探头30来生成相应的超声图像,这种超声图像生成仅受到相应的引入位置处的流体引入的影响。以这种方式,针对每个引入位置,能够生成相应的超声图像。

[0082] 在图9中,箭头210指示在第一引入位置处将流体引入血管20,使得在这种情况下,IVUS探头30用于针对该第一引入位置生成超声图像。在图10中,箭头211指示在第二引入位置处引入流体,使得通过使用IVUS探头30生成的超声图像对应于该第二引入位置。

[0083] 在该实施例中,斑点密度确定单元7适于针对每幅超声图像确定相应的斑点密度值,所述相应的斑点密度值指示相应的超声图像中的斑点密度的水平,即,针对每幅超声图像并因此针对每个引入位置,确定相应的斑点密度值。血液流速确定单元8适于基于所确定的若干斑点密度值和相应的流体体积流速来确定指示若干血液体积流速的若干血流值。因此,针对每个引入位置,基于针对相应的引入位置确定的斑点密度值并且基于流体已经被引入血管20的流体体积流速来确定相应的引入位置处的血液体积流速。

[0084] 图11示意性且示例性地示出了外管204内的内管305的另外的实施例,外管204优选是导管,其中,内管305能够从外管204移出,使得内管的远侧部分305位于外管204的外部。而且,在该实施例中,内管305包括沿着管305的长度定位的若干管开口306,以用于在若干引入位置处以相应的已知的流体体积流速将流体引入血管20。此外,同样在该实施例中,内管305的硬度能够低于外管204的硬度。此外,同样在该实施例中,每个管开口306能够经由内管305内部的相应的管而连接到相应的流体泵,以便在不同的管开口306处提供流体。在内管305内布置有引导元件31,引导元件31优选是导丝。在每个管开口306后面,相应的IVUS探头330被布置用于在相应的引入位置后面的成像位置处生成超声图像。

[0085] 斑点密度确定单元7适于针对每幅超声图像确定相应的斑点密度值,所述相应的斑点密度值指示相应的超声图像中的斑点密度的水平,使得针对每个成像位置,确定相应的斑点密度值。血液流速确定单元8适于基于所确定的若干斑点密度值和流体体积流速来确定指示若干血液体积流速的若干血流值。特别地,针对相应的引入位置,基于以下内容来确定相应的血流值:a)直接在相应的引入位置后面的成像位置处生成的超声图像的斑点密度值,b)在相应的引入位置处将流体引入血管的相应的流体体积流速,以及引入位置是否存在于相应的引入位置前面,c)在先前的引入位置处已经将流体引入血管的流体体积流速。

[0086] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求,在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。

[0087] 在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。

[0088] 单个单元或设备可以实现在权利要求中记载的若干项的功能。尽管某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0089] 由一个或多个单元或设备执行的诸如确定斑点密度值,确定血流值等的操作能够由任何其他数量的单元或设备来执行。根据血管造影图像生成方法对血管造影图像生成系统的这些操作和/或控制和/或根据血流确定方法对血流确定装置的控制能够被实施为计算机程序的程序代码单元和/或专用硬件。

[0090] 计算机程序可以被存储/被分布在合适的介质上,例如,与其他硬件一起或作为其他硬件的部分而供应的光学存储介质或固态介质,但是也可以以其他形式分布,例如,经由互联网或其他有线或无线的电信系统分布。

[0091] 权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

[0092] 本发明涉及一种血流确定装置,包括:斑点密度确定单元,其用于确定斑点密度值,所述斑点密度值指示血管的内腔的超声图像中的斑点密度的水平,所述超声图像是在成像位置处生成的,所述成像位置在引入位置后面,在所述引入位置处,已经以已知的流体体积流速将流体引入所述血管;血液流速确定单元,其基于所确定的斑点密度值和所述流体体积流速来确定指示血液体积流速的血流值。这允许以提高的准确度确定血管内血流。

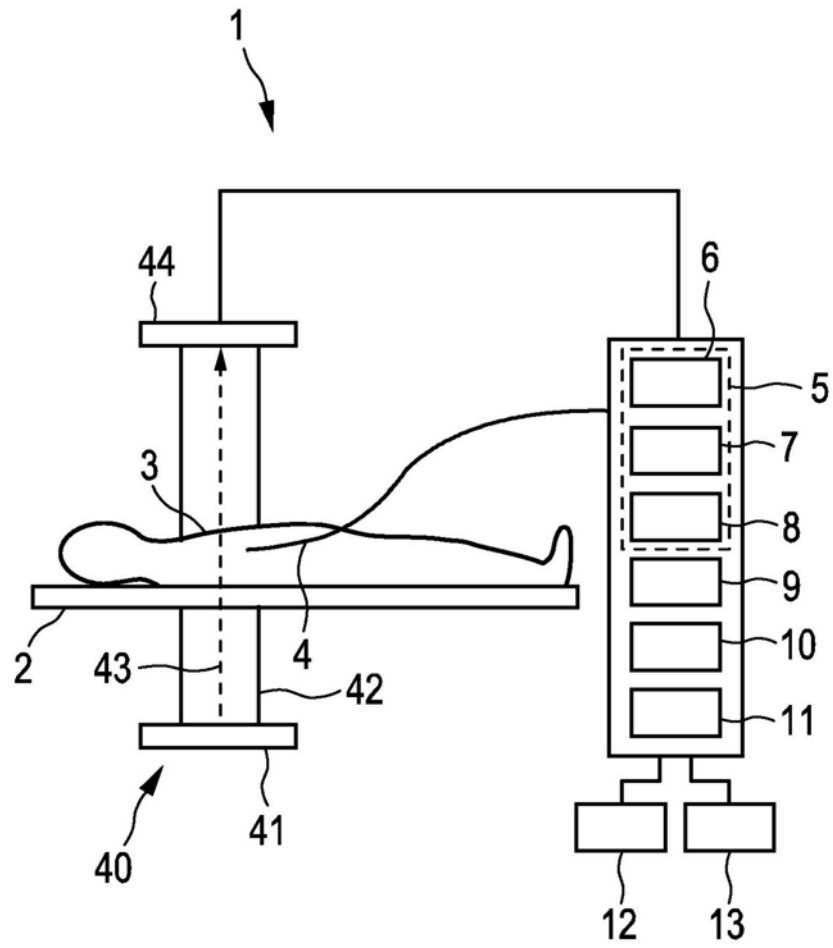


图1

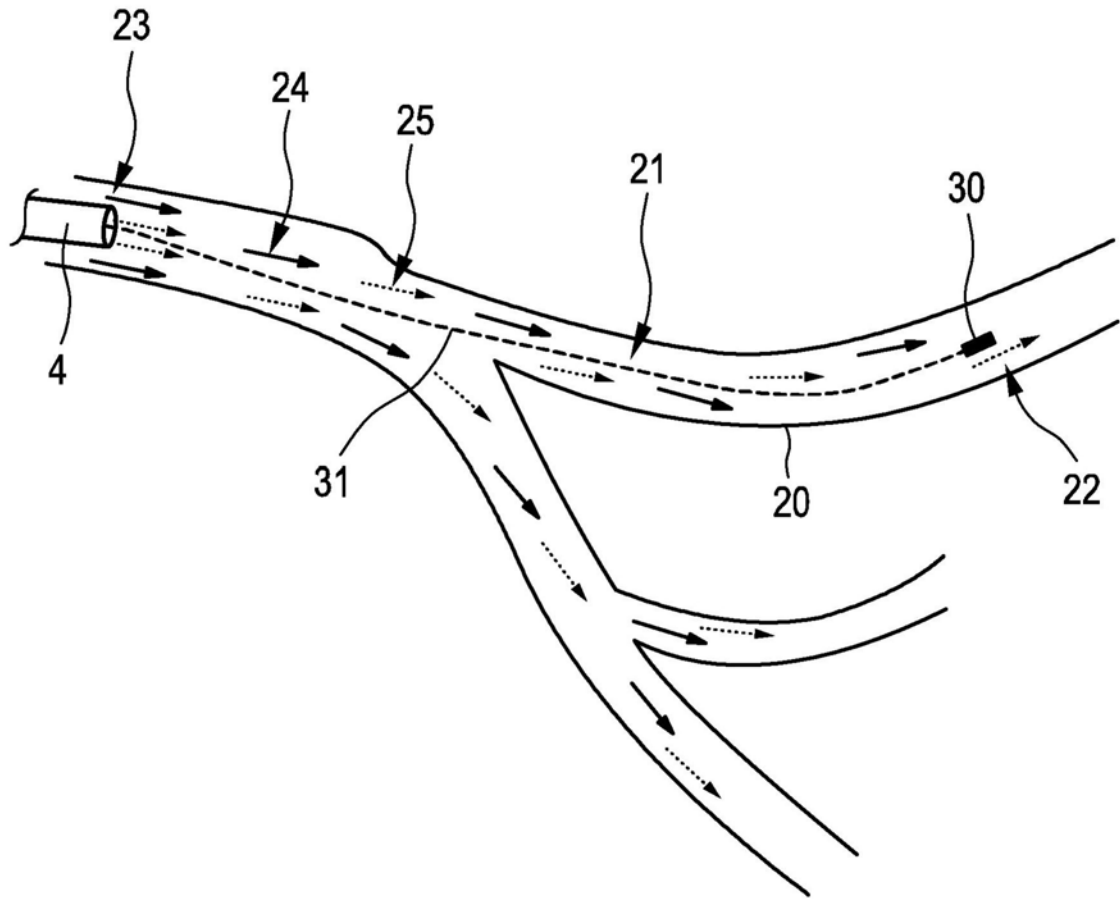


图2

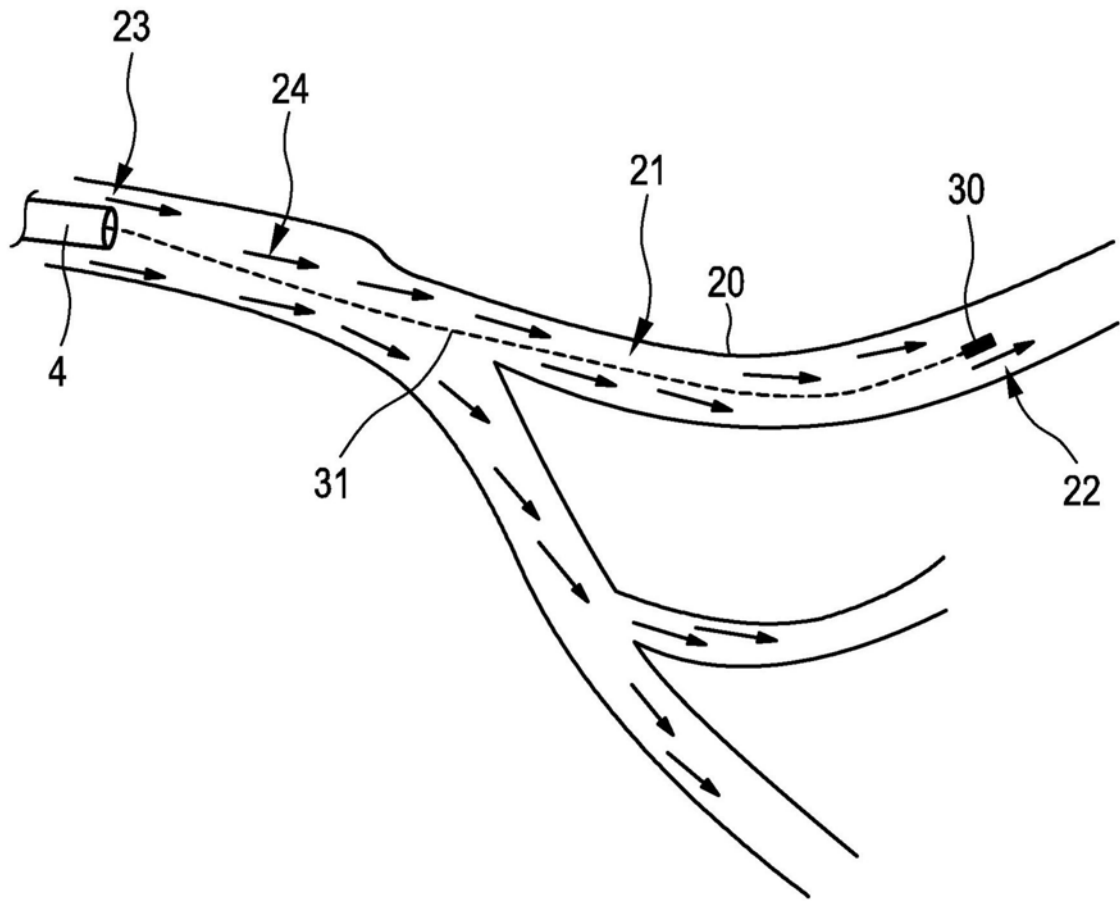


图3

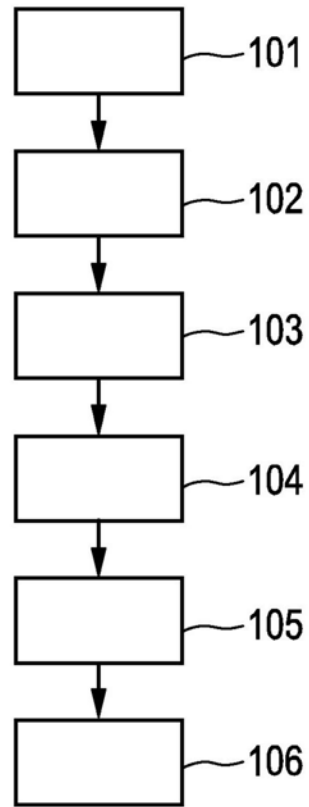


图4

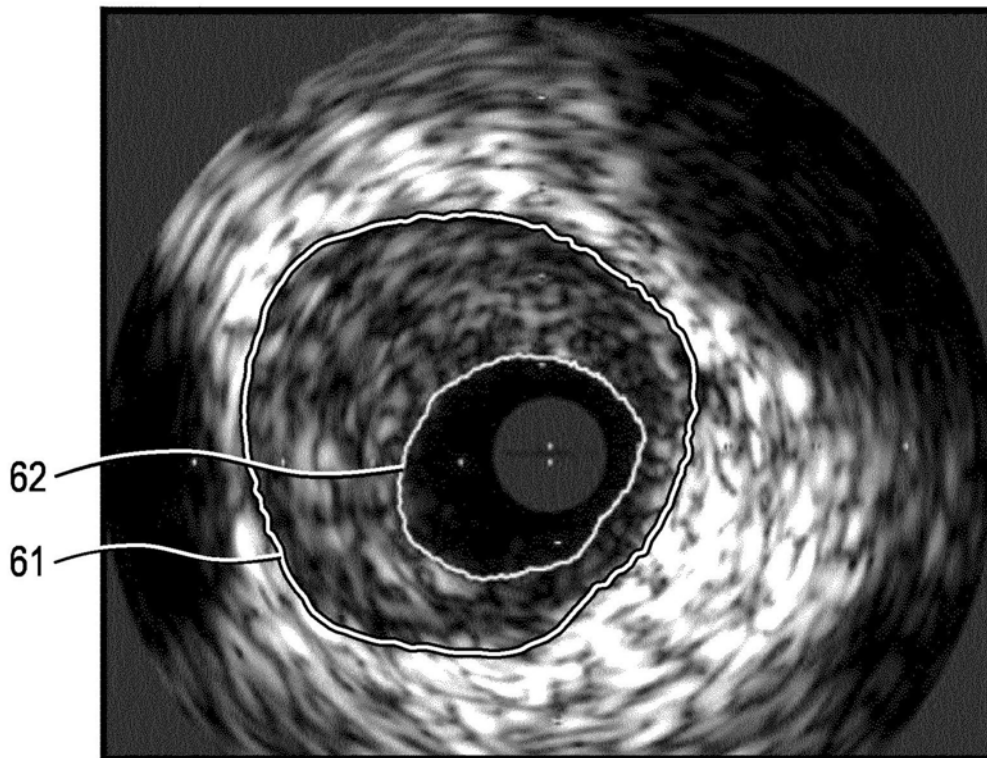


图5

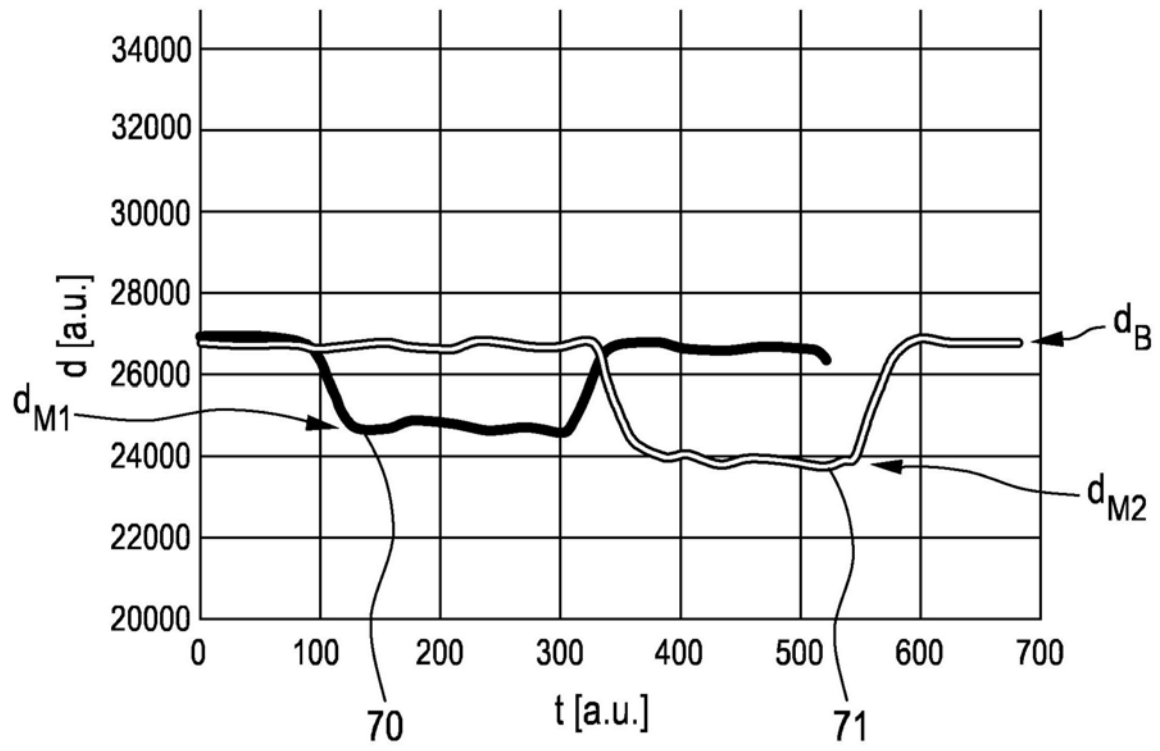


图6

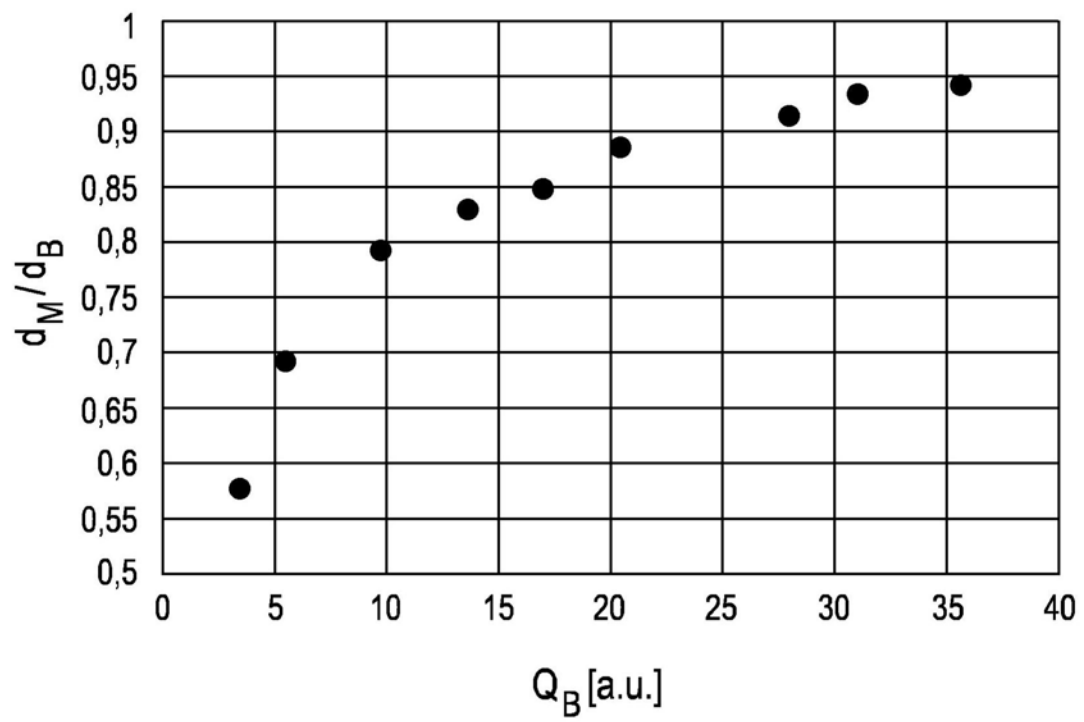


图7

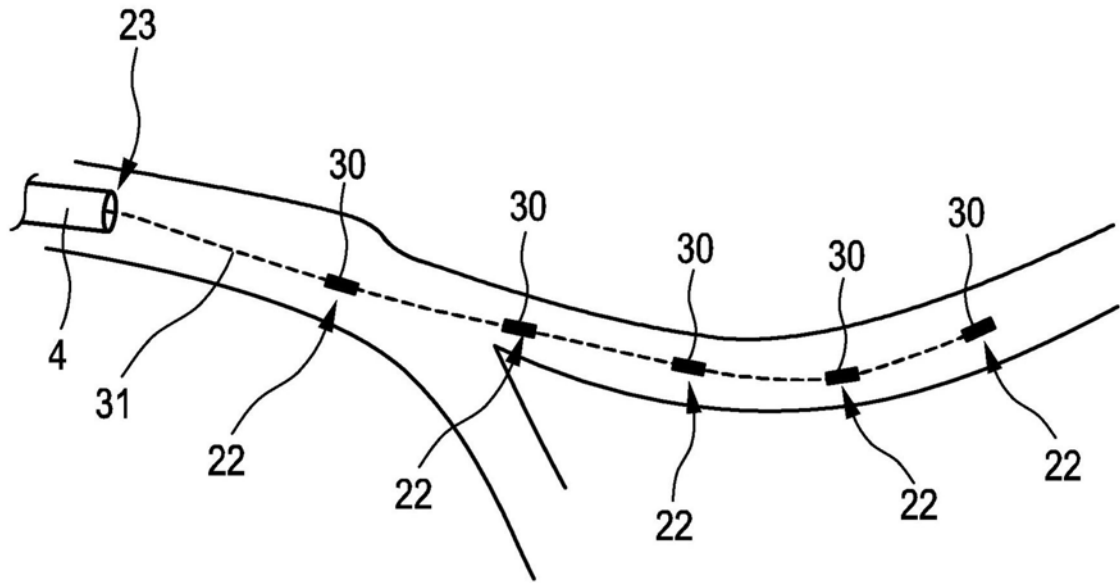


图8

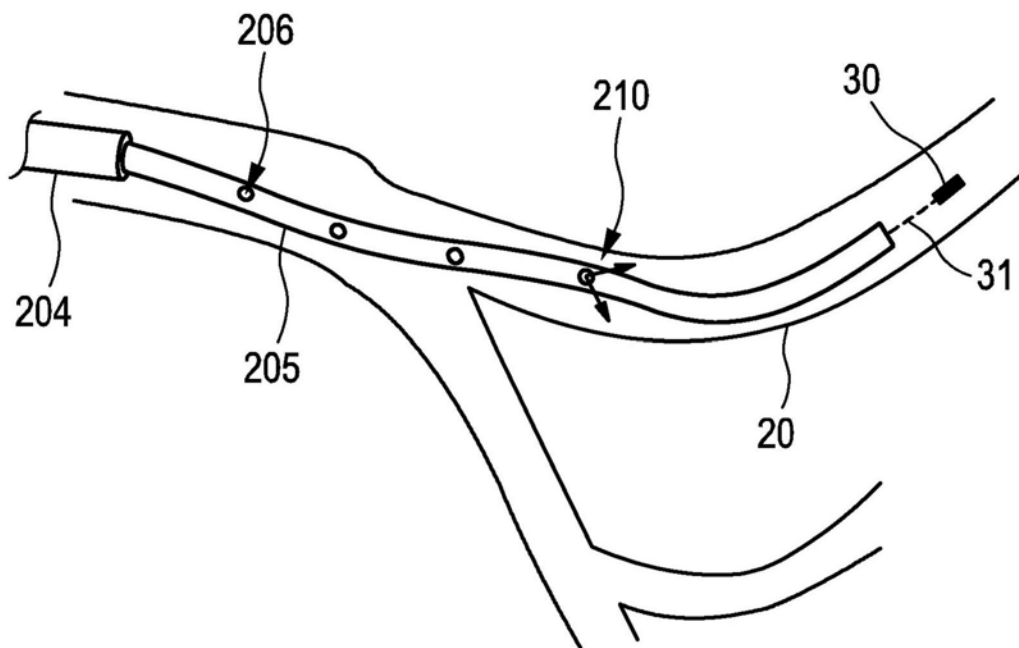


图9

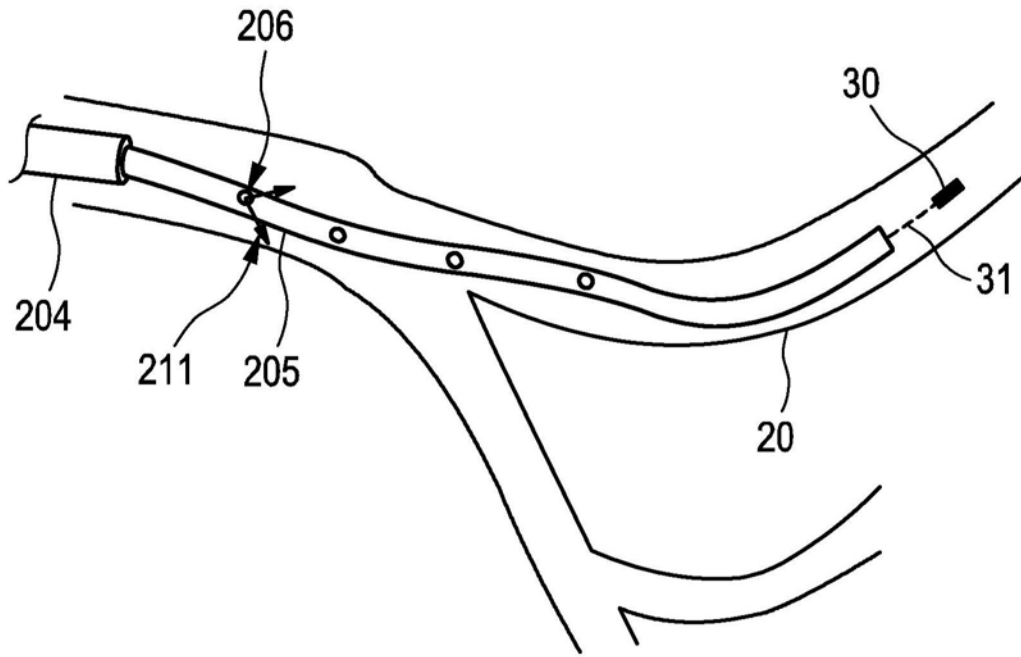


图10

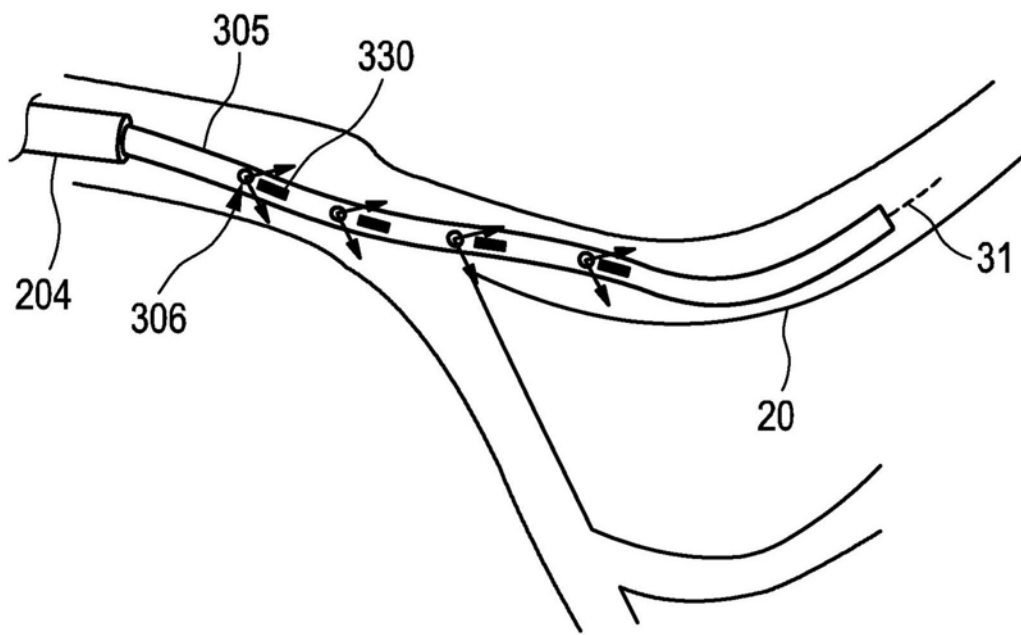


图11

专利名称(译)	血流确定装置		
公开(公告)号	CN109788937A	公开(公告)日	2019-05-21
申请号	CN201780059994.6	申请日	2017-09-18
[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)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	C哈泽 M格拉斯		
发明人	C·哈泽 M·格拉斯		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/12 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/12 A61B8/445 A61B5/026		
代理人(译)	王英		
优先权	2016191056 2016-09-28 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种血流确定装置(5)，包括：斑点密度确定单元(7)，其用于确定斑点密度值，所述斑点密度值指示血管的内腔的超声图像中的斑点密度的水平，所述超声图像是在成像位置处生成的，所述成像位置在引入位置后面，在所述引入位置处，已经以已知的流体体积流速将流体引入所述血管(20)；血液流速确定单元(8)，其基于所确定的斑点密度值和所述流体体积流速来确定指示血液体积流速的血流值。这允许以提高的准确度确定血管内血流。

