



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108135490 B

(45) 授权公告日 2022.01.11

(21) 申请号 201680060116.1

A61B 5/02 (2006.01)

(22) 申请日 2016.10.10

A61B 5/0215 (2006.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号

A61B 5/026 (2006.01)

申请公布号 CN 108135490 A

A61B 6/00 (2006.01)

(43) 申请公布日 2018.06.08

A61B 5/055 (2006.01)

(30) 优先权数据

A61B 6/03 (2006.01)

15189794.9 2015.10.14 EP

A61B 8/06 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

G01R 33/563 (2006.01)

2018.04.13

(56) 对比文件

US 2003135124 A1, 2003.07.17

(86) PCT国际申请的申请数据

CN 102939051 A, 2013.02.20

PCT/EP2016/074118 2016.10.10

US 6309359 B1, 2001.10.30

(87) PCT国际申请的公布数据

CN 104427930 A, 2015.03.18

W02017/063963 EN 2017.04.20

CN 101686806 A, 2010.03.31

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

CN 101278828 A, 2008.10.08

地址 荷兰艾恩德霍芬

CN 103300820 A, 2013.09.18

(72) 发明人 D · S · A · 鲁伊特斯

CN 104349714 A, 2015.02.11

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

CN 103732132 A, 2014.04.16

72002

CN 101854853 A, 2010.10.06

代理人 孟杰雄 王英

US 2005197571 A1, 2005.09.08

(51) Int.Cl.

US 2002111554 A1, 2002.08.15

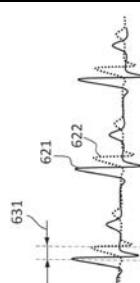
A61B 5/00 (2006.01)

审查员 王婷婷

权利要求书1页 说明书8页 附图9页

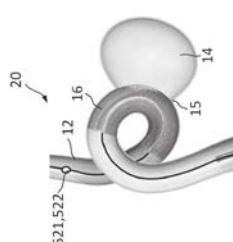
(54) 发明名称

用于表征血管壁的装置



(57) 摘要

本发明提出了一种用于表征生物体(2)的血管(12)壁的状况的装置(6)。所述血管(12)内的脉动的血液运动的时间血压测量结果(621)与时间血流测量结果(622)之间的关系是对所述血管(12)壁的健康状况的指示。此外,本发明公开了一种包括所述装置(6)的系统(1)以及一种表征血管(12)壁的状况的方法(100)。



1. 一种用于表征生物体(2)的血管(12)壁的状况的系统(1),包括:

-至少一个仪器(5),其被配置用于提供所述血管(12)内的脉动的血液运动的时间压力测量信号(621);

-成像单元(3),其被配置用于提供所述血管(12)的形态信息(10),其中,所述至少一个仪器能够通过所述成像单元(3)跟踪所述仪器(5)关于所述血管(12)的形态的位置;

-装置(6),其包括用于处理测量信号的处理器;

其中,所述成像单元(3)或所述至少一个仪器(5)被配置为用于提供所述血管(12)内的所述脉动的血液运动的时间流量测量信号(622);

其中,所述装置(6)被配置为:接收所述时间压力测量信号(621)以及所述血管(12)内的所述脉动的血液运动的所述时间流量测量信号(622);并且

其中,所述处理器被配置为确定所述时间压力测量信号(621)与所述时间流量测量信号(622)之间的相位差(630、631),所述相位差指示所述血管(12)壁的所述状况。

2. 根据权利要求1所述的系统(1),其中,所述系统被配置为采集在所述血管(12)的相同横向平面中的所述脉动的血液运动的所述时间压力测量信号(621)和所述时间流量测量信号(622)。

3. 根据权利要求1所述的系统(1),还包括显示器(61),

-其中,所述处理器被配置为在所述显示器(61)上绘制所述时间压力测量信号(621)与所述时间流量测量信号(622)之间的所述相位差(630、631)的表示,所述相位差指示所述血管(12)壁的所述状况。

4. 根据权利要求3所述的系统(1),

-其中,所述处理器被配置为在所述显示器(61)上绘制所述血管(12)的形态表示(20)。

5. 根据权利要求1所述的系统(1),其中,所述系统被配置为在所述血管内的拉回运动期间沿着所述仪器(5)的轨迹采集所述脉动的血液运动的所述时间压力测量信号(621)和所述时间流量测量信号(622),并且其中,所述处理器被配置为确定在沿着所述仪器(5)的拉回轨迹的离散测量位置处的所述时间压力测量信号(621)与所述时间流量测量信号(622)之间的所述相位差(630、631)。

6. 一种仪器(5),其能在根据权利要求1所述的系统(1)中使用,并且被配置用于插入所述血管以用于提供所述血管(12)内的所述脉动的血液运动的时间压力测量信号(621)和时间流量测量信号(622),其中,所述仪器(5)能连接到所述装置(6),并且其中,所述仪器(5)包括压力传感器(521)和流量传感器(522),所述压力传感器和所述流量传感器被定位为使得提供在所述仪器(5)的相同横向平面(526)中的时间压力测量结果(621)和时间流量测量结果(622),并且其中,所述仪器(5)关于所述血管(12)的所述形态的所述位置能由所述成像单元(3)来跟踪。

用于表征血管壁的装置

技术领域

[0001] 本发明涉及用于测量身体管腔内部的物理性质的装置、系统和方法。

背景技术

[0002] 动脉壁变弱可能导致血管壁上形成凸起。人群中很大比例患有无症状的动脉瘤，其中，凸起没有进一步增长，对于它们的状况表现出低风险。然而，当动脉瘤尺寸不断变化时，因增加的血液体积而施加的压力会使动脉壁弱化超过临界阈值，导致动脉壁破裂以及随后的内出血。在形成动脉瘤之后，评估若干物理性质作为动脉瘤生长的预测因子以及动态评估动脉瘤囊内部的物理性质对于理解和预测动脉瘤的发展以及与动脉壁破裂相关联的风险是至关重要的。血流模式评估和局部血压测量支持医生对是否需要处置动脉瘤做出决策。典型的处置包括在处置过程的各个阶段将线圈放置在动脉瘤中以破坏拉伸动脉壁的流动模式，将血流转向器放置在动脉壁的管腔中以阻止血流进入动脉瘤或者两者的组合。

[0003] 在M.Levitt等人的“Cerebral Aneurysms Treated with Flow-Diverting Stents: Computational Models with Intravascular Blood Flow Measurements”(American Journal of Neuroradiology, 第35卷, 第1期, 第143-148页)中提出了通过将患者特异性血管内的血流速度和压力测量结果整合到用分流支架处置之前和之后的动脉瘤的计算模型中的计算流体动力学(CFD)建模。动脉瘤血流分流的前提是减少进入动脉瘤圆顶的血流，促进动脉瘤内的血栓形成并促进支架壁的内皮化，其对除了动脉瘤之外的载瘤血管进行重建。相信血流动力学压力的降低对于实现这一目标至关重要，而确定这种压力是CFD分析的重要应用。在血液动力学压力计算的方法中，使用三维旋转血管造影术，其在对患者的动脉瘤处置之前获得。在通过血管内分流支架放置进行处置之后，获得对比增强型平板计算机断层摄影(CT)以用于支架可视化。在放置分流支架之前和之后，通过在基本上相同的位置处使用双传感器压力和多普勒速度导丝来测量血流速度和血压。将测量结果导出到工作站以用于CFD分析，其中，根据旋转血管造影图像来创建血管的三维重建。基于支架边界在处置后CT中的位置，通过将鞍形表面插入到支架边界的位置来将“虚拟支架”放置到每个重建中以用于处置后模拟。根据分流支架的治疗意图，CFD模型的结果显示在处置之后动脉瘤圆顶中的流率、血管壁剪切应力和剪切应力梯度降低。

[0004] US 2005/0197571 A1公开了用于测量体内眼部循环的血管阻抗的装置和方法。根据眼内压的测量结果来记录压力脉冲波形，并且记录眼球后循环中的血流速度分布。这两个读数用于计算血管阻抗模量。

发明内容

[0005] 本发明的目的是提供一种用于对生物体的血管壁的状况的改进的表征的装置。

[0006] 根据本发明的第一方面，该目的是通过一种用于表征生物体的血管壁的状况的装置来实现的，所述装置包括：

[0007] -处理器,其用于处理测量信号,

[0008] 其中,所述装置被配置为从能由成像单元跟踪关于血管的形态的至少一个仪器接收所述血管内的脉动的血液运动的时间压力测量信号和时间流量测量信号,并且

[0009] 其中,所述处理器被配置为:

[0010] -确定所述时间压力测量信号与所述时间流量测量信号之间的相位差,所述相位差指示所述血管壁的所述状况。

[0011] 血管内的脉动的血压测量信号与脉动的血流测量信号之间的相位差表现为足以用于将弱化的血管壁与健康的血管壁区分开来。这提供了通过基于使用血管造影信息的CFD的流动模式分析对血管壁的状况的简单且改进的指示。

[0012] 在本发明的第二方面中,提出了一种用于表征生物体的血管壁的状况的系统,所述系统包括:

[0013] -根据本发明的装置,

[0014] -所述至少一个仪器,其被配置用于提供所述血管内的所述脉动的血液运动的所述时间压力测量信号,以及

[0015] -所述成像单元,其被配置用于提供所述血管的形态信息,

[0016] 其中,所述成像单元或所述至少一个仪器被配置用于提供所述血管内的所述脉动的血液运动的所述时间流量测量信号。

[0017] 脉动的血压测量信号可以由被集成到介入仪器中的压力传感器来提供,而脉动的血流测量信号可以是利用合适的成像单元得到的体积流量测量结果或由被集成到介入仪器中的合适传感器提供的血流速度测量结果。成像单元可以提供基于放射摄影投影、计算机断层摄影、超声或磁共振的形态信息。通过跟踪仪器关于血管的形态的位置并且通过知晓脉动的血压与脉动的血流之间的相位差,能够在显示器上识别并标识血管壁的弱化的节段。

[0018] 在实施例中,所述系统还包括显示器,并且所述处理器被配置用于在所述显示器上绘制所述时间压力测量信号与所述时间流量测量信号之间的所述相位差的表示,所述相位差指示所述血管壁的所述状况。相位差的视觉表示可以是时间压力测量信号与时间流量测量信号的叠加的图形表示,相位差的值指示以弧度为单位的相位差或者相位差相对于脉动的血液运动的时段的百分比。

[0019] 在所述系统的另外的实施例中,所述处理器被配置用于根据由所述成像单元提供的所述形态信息在所述显示器上绘制所述血管的形态表示。在对介入仪器进行导航而通过血管期间,血管的结构为医生提供必要的信息,以便到达远处血管系统中的目标部位,例如当这些部位位于外周血管系统和脑血管系统中时。

[0020] 在本发明的第三方面中,提出了一种用于提供血管内的脉动的血液运动的时间压力测量信号和时间流量测量信号的仪器,所述仪器能连接到根据本发明的装置,所述仪器包括压力传感器和流量传感器,其中,所述压力传感器和所述流量传感器被定位为使得提供在所述仪器的相同横向平面中的时间压力测量结果和时间流量测量结果,其中,所述仪器关于所述血管的形态的位置能由成像单元来跟踪。使用同一仪器进行血压测量和血流测量(其中,各个传感器被定位在仪器的相同横向平面中)的益处在于:在确定脉动的压力与脉动的流量之间的相位差的过程中,人们能够忽略将源自于沿着血管的两个测量点之间的

距离的相位差偏移。

[0021] 在本发明的第四方面中,提出了一种表征生物体的血管壁的状况的方法,所述方法包括:

[0022] -从能由成像单元跟踪的关于血管的形态的至少一个仪器接收所述血管内的脉动的血液运动的时间压力测量信号和时间流量测量信号,并且

[0023] -确定所述时间压力测量信号与所述时间流量测量信号之间的相位差,所述相位差指示所述血管壁的状况。

[0024] 在实施例中,所述方法还包括以下步骤:在显示器上绘制所述时间压力测量信号与所述时间流量测量信号之间的所述相位差的表示,所述相位差指示所述血管壁的所述状况。相位差的图形或数值可视化提高了对结果的视觉解读并改进了对血管壁节段的状况的评估。

[0025] 在另外的实施例中,所述方法包括以下步骤:跟踪所述至少一个仪器关于所述血管的所述形态的位置,并且在所述血管的所述形态表示上显示所述至少一个仪器的所述位置。对侧测量仪器关于形态的位置跟踪改进了对具有弱化的血管壁的节段的定位,并且为这些节段的处置决策提供了支持信息。

[0026] 在又一实施例中,所述方法包括:基于跟踪所述至少一个仪器关于所述血管的所述形态的位置来将所述至少一个仪器定位在动脉瘤关于所述血管内的所述血液运动的方向的远侧。所述方法允许检测血管中的动脉瘤并评估与血管壁弱化相关联的潜在风险。

[0027] 在实施例中,所述方法还包括:基于跟踪所述至少一个仪器关于所述血管的所述形态的位置来将所述至少一个仪器定位在至少部分地阻碍血液流入所述动脉瘤的分流支架的远侧。分流支架减小了动脉瘤的已经弱化的血管壁的血流动力学应力。部分或完全闭塞动脉瘤促进了动脉瘤内的血栓形成和支架壁的内皮化。能够根据脉动的血压测量信号与脉动的血流测量信号之间的相位差来有效地评价分流支架并置的结果。

[0028] 在另外的实施例中,所述方法用于在所述动脉瘤内部包括线圈的血管。这种处置的长期临床结果评估以及针对基于依赖于血管造影的CFD流动模拟的动脉瘤生长的风险评估受到动脉瘤中存在的线圈的严重阻碍。因此,该方法提供了将线圈置入动脉瘤后对血管壁的状况的改进的表征。

[0029] 在该方法的实施例中,基于跟踪所述至少一个仪器关于所述血管的所述形态的位置,所述时间压力测量信号和所述时间流量测量信号均源自于距所述动脉瘤的颈部相同距离处。其优点在于:不需要补偿由压力测量位置相对于弱化的血管壁之间的距离与流量测量位置相对于弱化的血管壁之间的距离之间的不同所引起的压力测量信号与流量测量信号之间的相位差的时间偏移。

[0030] 根据下文的详细描述,本发明的其他方面和优点将变得更为明显,并且参考并结合附图将可以对其进行更好的理解。

附图说明

[0031] 在附图中:

[0032] 图1示意性且示例性地示出了根据本发明的系统的实施例。

[0033] 图2示意性且示例性地示出了用于表征血管壁的仪器的实施例。

- [0034] 图3示出了仪器的远侧末端的示例性实施例。
- [0035] 图4示出了远侧末端的替代实施例。
- [0036] 图5示出了血管系统的示例性血管造影投影。
- [0037] 图6示出了来自血管造影投影的区域的示例性三维血管形态表示。
- [0038] 图7示意性且示例性地示出了血管系统网络的等效电路的实施例。
- [0039] 图8a示出了具有健康血管壁的血管的示例性血管形态表示。
- [0040] 图8b示出了针对具有健康血管壁的血管的脉动的血压测量结果和脉动的血流测量结果的示例性表示。
- [0041] 图9a示出了包括动脉瘤的血管的示例性血管形态表示。
- [0042] 图9b示出了针对包括动脉瘤的血管的脉动的血压测量结果和脉动的血流测量结果的示例性表示。
- [0043] 图10a示出了通过分流支架并置处置的血管的示例性血管形态表示。
- [0044] 图10b示出了针对通过分流支架并置处置的血管的脉动的血压测量结果和脉动的血流测量结果的示例性表示。
- [0045] 图11示出了通过在并置分流支架之前将线圈放置到动脉瘤中而处置的血管的示例性血管形态表示。
- [0046] 图12示意性地示出了用于表征患者的血管壁的状况的方法。

具体实施方式

[0047] 图1示意性且示例性地示出了根据本发明的系统1的实施例，其用于表征生物体2的血管壁的状况。在该实施例中，系统包括放射成像单元3，放射成像单元3用于在将造影剂团注到目标血管系统中时采集感兴趣血管结构的放射血管造影(RA)投影。放射成像单元3包括X射线源31，X射线源31用于发出穿过躺在支撑单元4上的人2的X射线32。放射成像单元3还包括X射线探测器33，X射线探测器33用于探测已经穿过人2之后的X射线32。X射线探测器33适于生成指示探测到的X射线32的探测信号。探测信号被发送到荧光检查控制单元34，荧光检查控制单元34适于控制X射线源31、X射线探测器32并根据接收到的探测信号来生成二维形态投影信息。通过仪器5的管腔在目标血管系统中执行放射造影剂团注，管腔从手柄51延伸到被定位在血管系统中的目标部位处的远侧末端52。替代地，可以通过管状护套的管腔将仪器5引入血管系统，并且管状护套可以用于注射放射造影剂。能够用各种技术获得血管系统的二维或三维形态，这些技术例如有：磁共振血管造影术(MRA)，其中，成像单元3是磁共振成像系统并且造影剂是钆基物质；超声成像(UI)，其中，通过使用体外或体内超声成像单元3对血管系统进行成像，而包含微泡的回波造影剂增强了承载血液的血管的可见性；以及类似于RA的计算机断层摄影血管造影术(CTA)。可以是介入导管的仪器5还包括在其远侧部分上的两个传感器，这两个传感器用于提供血管内的血液的物理性质的测量信号。装置6接收测量信号并且适于在显示器61上绘制测量信号或导出量的表示。装置6还可以被配置为在显示器61上绘制血管的形态表示。

[0048] 图2示出了用于评估血管壁的状况的仪器5的示例性实施例。所述仪器包括手柄51、管状细长杆54、到达管状细长轴54的远侧的可延伸且更柔性的杆53、连接线缆56，以及用于将所述仪器连接到装置6的连接器55。替代地，仪器5可以仅仅是包括柔性杆53的导丝，

并且线缆56可以是导丝的延续部分,在近侧端部处终止于能连接到患者接口模块的连接器55。在导丝配置中,通过包括管状手柄51和管状细长主体54的导引件护套的管腔将仪器5插入患者的血管系统。在仪器5的远侧端部52中集成有两个传感器:压力传感器521和流量传感器522,其类似于由火山公司制造的**ComboWire® XT**导丝的配置。典型的压力传感器使用针对压力的压阻特性变化、膜片偏斜到机械信号或电信号的流体换能,以及基板上方悬置的膜电容读出结果。被集成在介入医学仪器中的流量传感器通常使用超声或激光辐射的多普勒效应来测量血管中的血流速度。用于血流速度测量的超声波可以由压电陶瓷(PZT)材料或压电塑料(PVDF)材料以及电容式或压电式微机械超声换能器(cMUT或pMUT)来生成。

[0049] 在图3中,以仪器的部分截面示意性地图示了远侧末端52的替代实施例。包括面向侧面的膜的cMUT压力传感器521被集成到远侧末端52中,以允许血液在膜上施加压力。面向仪器远侧的压电超声换能器522被集成以用于在轴向方向上进行流速测量。横向平面526由cMUT压力传感器的纵轴525来定义。传感器测量仪器5的相同横向平面526中的血流速度和血压,因此通过将仪器放置在血管管腔中,仪器也在血管的单个横向平面中。

[0050] 在图4中示意性地呈现了远侧末端52的替代实施例。压阻式压力传感器521被集成使得其测量包括仪器5的远侧端部527的横向平面526中的血压。用包括被集成到仪器中的光纤523的光学传感器测量脉动的血流速度。在该实施例中,装置包括用于生成激光辐射的源,所述激光辐射通过光纤523被发送到仪器的远侧部分52。光学透明腔体528可以将光纤的远侧端部与仪器的远侧端部527分开。腔体528可以是玻璃的、透明塑料的或填充有光学透明流体的隔室。图1所示的装置6包括探测器和处理器,所述探测器探测从移动的血液反射回来的光学信号,所述处理器根据接收到的激光辐射相对于所发送的激光辐射的频移来导出血流速度。替代地,当光学透明腔体包括位于仪器的远侧端部527处的柔性膜时,能够使用光纤523来进行压力测量。施加在仪器的远侧端部上的压力引起膜的偏斜,并且来自膜的激光反射的光路变化是对于膜的已知弯曲刚度施加的压力的量度。光路变化可以通过干涉测量法来测量,其中,参考光路由来自光纤823的远侧端部的反射来定义,并且变化的光路由来自封闭仪器的远侧端部527处的腔体的膜的(内部或外部)表面的反射来定义。作为另外的替代方案,单条光纤523和由在仪器5的远侧端部527处的膜密封的腔体528可以同时用于血压测量和血流速度测量,半透明的膜的偏斜是施加在膜上的血压的量度,并且仪器5的远侧的血液运动引起的激光辐射的频移是血流速度的量度。

[0051] 虽然脉动的血压必须是在血管的腔体中被局部测量的,但是脉动的血流能够根据RA、CTA、MRA和UI来导出。作为范例,在Bonnefous等人的“Quantification of arterial flow using digital subtraction angiography”(Medical Physics,第39卷,第10号,第6264-75页,2012年)中公开了根据RA来导出脉动的血流。该技术涉及以非常适度的速率(例如,1.5ml/s)将碘造影剂注入血管。结果,造影剂通过由心动周期驱动的注射点处的流动脉动而被调制。造影剂在舒张期期间较密,而在收缩期期间不太密。经调制的造影剂模式行进通过血管。在X射线图像中,能够使用光流算法来沿着血管轨迹跟随造影剂模式。通过将(例如通过3D-RA获得的)血管树的3D重建与X射线图像进行匹配,能够考虑透视缩短,并且能够计算血管直径。为了确定流量,将造影剂的低频流入和流出与高频脉动分量分开。流量测量需要在时间上与来自仪器5的压力测量同步,这能够通过将造影剂注入血管与压力测量同步来实现。任选地,可以使用与测量血压相同的系统(例如,一个统一的引导导管/压力导丝

组件)来注射造影剂。

[0052] 图5示出了分支血管的血管造影投影10,其具有左分支11和右分支12。为了对本发明进行示例性描述,右分支12包括用圆圈标记的区域13中的环和凸起。基于血管造影投影来重建区域13的放大的三维血管形态表示20,其在图6中示出右侧血管分支12包括具有导致形成动脉瘤14的弱化的血管壁的区域。典型地,动脉瘤呈现出环形颈部15,其表示弱化的血管壁的节段。三维模型可以进一步允许可能针对处置规划定制分流支架16。

[0053] 血管系统能够以简化形式被表示为电阻器和电容器的等效电路,其中,血管由电阻器表示,并且动脉瘤由电容器表示。单个血管的阻力由其半径和长度决定。血管网络能够被折叠成单个电阻器。动脉瘤的电容由其体积、其颈部15的面积和其位置决定。能够如图7所示地对具有动脉瘤的血管网络进行建模。振荡源S表示心脏,心脏是周期性血压的源,其在电学上等价于电势,并且周期性血流在电学上等价于电流。电阻器 R_1 、 R_2 和 R_3 分别表示动脉瘤近侧的整个血管网络的阻力、容纳动脉瘤14的血管节段的阻力,以及动脉瘤远侧的整个血管网络的阻力。电容器C对动脉瘤14对血流的影响进行建模。通过向等效电路添加元件可以进一步增加网络的复杂性。

[0054] 对于在图8a中示意性图示的健康血管壁,由于没有动脉瘤,因此电路网络中没有电容器C。利用仪器5测量血管12中的传感器521和522的位置处的血压和血流。替代地,能够根据RA、CTA、MRA或UI来导出针对血压传感器的位置的血流,在这种情况下,仪器5仅包括压力传感器521,并且血流测量在时间上与压力测量同步。如在图8b中示例性图示的,对于健康血管节段,分别表示血流和血压的电流和电势在电阻器 R_2 两端同相。具有时段T 620的脉动运动由周期性心跳生成。实线621表示时间血压测量信号,而虚线622表示时间血流测量信号。

[0055] 图9a示出了由于血管壁的弱化节段而形成的动脉瘤14的范例。包括传感器521、522的远侧末端52的位置位于动脉瘤相对于血流方向的远侧。优选地,测量信号起源于距动脉瘤14的颈部15相同距离处,所述测量信号能够利用图3和图4中示出的仪器5的实施例中的一个来提供,或者通过典型的压力线(例如,来自火山公司的Verrata® Pressure Guide)以及来自用于导出脉动的血流的RA、CTA、MRA和UI的模态中的一种来提供。

[0056] 如图9b所图示的,动脉瘤的存在引起测得的血压621与测得的血流622之间的相位差异 Δt 630,其类似于在等效电路中的电阻器 R_2 与 R_3 之间测得的电势与电流之间的相位差。相位差的量度指示血管壁的状况,因此指示动脉瘤的尺寸。为了检测相位差630,不是一定要准确测量脉动的血压和脉动的血流的绝对值,这是因为很容易根据相对血压测量信号和相对血流测量信号来导出脉动性。因此,不是一定要对测量进行校准,这是该技术的主要优点。

[0057] 对动脉瘤的典型处置是将分流支架并置到血管中,使得弱化的血管节段与弱化的血管节段近侧和远侧的相邻部分被覆盖并被保护而免于被进一步弱化。图10a示出了限制血液流入动脉瘤14的支架16的范例。首先,支架会防止动脉瘤向更大尺寸发展,这种发展会导致动脉瘤破裂的风险增大,其次,支架允许已经存在于动脉瘤内的血液凝结并形成对已经较弱的血管壁的进一步保护。放置分流支架16减小了等效电路中的动脉瘤的电容C,结果是电势与电流之间的相位差减小。图10b示出了分流支架并置对测得的血压621和血流622的影响。由于支架的不正确放置对动脉瘤14的电容C的影响较小,因此分流支架并置之前和

之后的(630与631)相位差的变化是支架放置效力的量度。处置的预期结果是动脉瘤停止发展，并且凝结的血液完全阻塞并保护动脉瘤的壁。因此，在患者的后续检查中，预期相位差631会进一步减小，可能在较长的持续时间之后会不显示出相位差。

[0058] 动脉瘤的替代性但效率较低的处置是将多个线圈放置在动脉瘤内，旨在通过减小动脉瘤囊的可用体积来限制血液流入动脉瘤。如果处置不成功并且动脉瘤的尺寸不断发展，那么分流支架并置是必要的。线圈放置只能在局部解决问题，而分流支架能保护动脉瘤近侧和远侧的血管壁节段，其也可能表现出不良状况。在图11中示出了在分流支架16并置之前通过放置线圈17而处置的动脉瘤14的范例，其中，血管模型中的动脉瘤已经被部分切开以使线圈17在图示中可见。

[0059] 一旦处理器确定了测得的脉动的血压信号621与脉动的血流信号622之间的相位差630、631，处理器就可以在被集成到装置6中的显示器61上或者在医师可用的单独的屏幕上绘制如图8b、图9b、图10b中所呈现的图形表示。替代地或额外地，显示器可以呈现对应于相位差的值 Δt 或相位差相对于相继心跳之间的时段T的百分比。处理器可以根据从成像单元3接收到的信息在显示器61上绘制血管结构的形态表示20。成像单元3还可以提供关于仪器5关于血管系统的形态的位置的信息。能够通过使用被集成到远侧末端中的放射标记物来实现在RA或CTA中跟踪仪器5的远侧末端52。替代地，在UI中，能够通过将主动超声传感器集成到远侧末端中来实现对仪器5的位置的跟踪。超声传感器从血管内发射超声波通过患者2的身体，并且超声信号的部分由体内或体外的超声成像单元3接收，所述体内或体外的超声成像单元3也在其视场内提供目标血管系统的形态信息，使得能够在血管形态内连续地定位远侧末端52。在形态表示20上对传感器521、522和/或仪器5的位置的可视化可以如图8a、图9a、图10a所示。通过跟踪仪器关于血管的形态的位置并且通过知晓脉动的血压和脉动的血流之间的相位差，能够在显示器上识别并标识血管壁的弱化的节段。

[0060] 图12示意性地图示了表征患者的血管壁的状况的方法100。在步骤101中，装置6接收血管内的脉动的血液运动的时间压力测量信号621和时间流量测量信号622，并且在步骤102中，装置6的处理器确定脉动的血压测量信号621与脉动的血流测量信号622之间的相位差630、631，所述相位差630、631指示血管壁的状况。优选地，提供测量信息的传感器被集成到仪器5中，如图3和图4所示，以便提供在仪器的相同横向平面526中的血压测量结果621和血流测量结果622。可以替代地使用如图2所示的仪器来执行压力测量和血流测量，其中，两个传感器不提供在血管的相同横向平面中的测量结果。结果，必须针对源自于被集成到远侧末端52中的两个传感器521、522之间的已知距离的相位偏移来补偿血压的测量或血流的测量。替代地，可以将两种不同的仪器插入血管，每个仪器包括单个传感器，因此能够利用压力线(例如，来自火山公司的Verrata[®])来执行压力测量，并且能够利用多普勒导丝(例如，来自火山公司的FloWire[®])来测量血流。在该方法的实施例中，利用压力线来测量压力，并且利用与血流成像模态RA、CTA、MRA、UI中的一个有关的成像单元3来测量血流。该方法还包括步骤103：在显示器61上绘制脉动的血压测量信号621与脉动的血流测量信号622之间的相位差630的表示，该相位差630指示血管壁的状况。在步骤104中，装置6的处理器被配置为根据由成像单元3提供的形态信息在显示器61上绘制血管的形态表示20。在步骤105中，成像单元3正在跟踪仪器5关于血管的形态的位置，并且在步骤106中，在血管的形态表示20上显示仪器5的位置。

[0061] 在方法100的实施例中,时间压力测量信号621和时间流量测量信号622源自于包括血管壁中的动脉瘤14的血管,并且测量信号源自于动脉瘤14相对于血流方向的远侧。除非又一个动脉瘤出现在相应的测量位置的近侧,否则在动脉瘤的近侧的测量结果可能表现出在脉动的压力与脉动的血流之间没有相位差,没有相位差指示健康的血管壁。该方法允许在包括压力传感器和流量传感器两者的仪器5的拉回期间沿着血管检测血管壁弱化,或者允许通过拉回仅包括压力传感器的仪器并通过利用成像单元3沿着拉回的仪器的跟踪轨迹测量血流来沿着血管检测血管壁弱化。拉回速率应当使得允许足够的时间来确定沿着仪器的拉回轨迹的离散测量位置中可能存在的相位差630。

[0062] 在实施例中,方法100用于评估分流支架16并置的效力。分流支架至少部分地阻碍血液流入动脉瘤,以便减少拉伸动脉瘤壁的周期性压力。减少血液进入动脉瘤也促进了动脉瘤内的血栓形成。通过脉动的压力测量信号621与脉动的血流测量信号622之间的支架并置后的相位差631相对于支架并置前的相位差630的显着减小,可检测到分流支架的准确并置。

[0063] 方法100可以用于评估在将线圈17放置到动脉瘤14中的初始处置之后分流支架16并置的效力。利用线圈进行处置的潜在弱点在于:长期来看,动脉瘤起始颈部15的近侧的血管壁可能会进一步弱化。正确并置的支架会保护动脉瘤14的颈部15以及动脉瘤颈部15的近侧和远侧附近的血管壁。

[0064] 在方法100的实施例中,时间压力测量信号621和时间流量测量信号622优选源自于距动脉瘤14的颈部15相同距离处,其优点在于:不存在由压力测量位置相对于动脉瘤颈部的距离与流量测量位置相对于动脉瘤颈部的距离之间的不同所引起的时间偏移。

[0065] 尽管在本发明的示例性描述中使用的是医学设备,但是这不应被解释为对范围的限制。

[0066] 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。

[0067] 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。

[0068] 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。

[0069] 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。

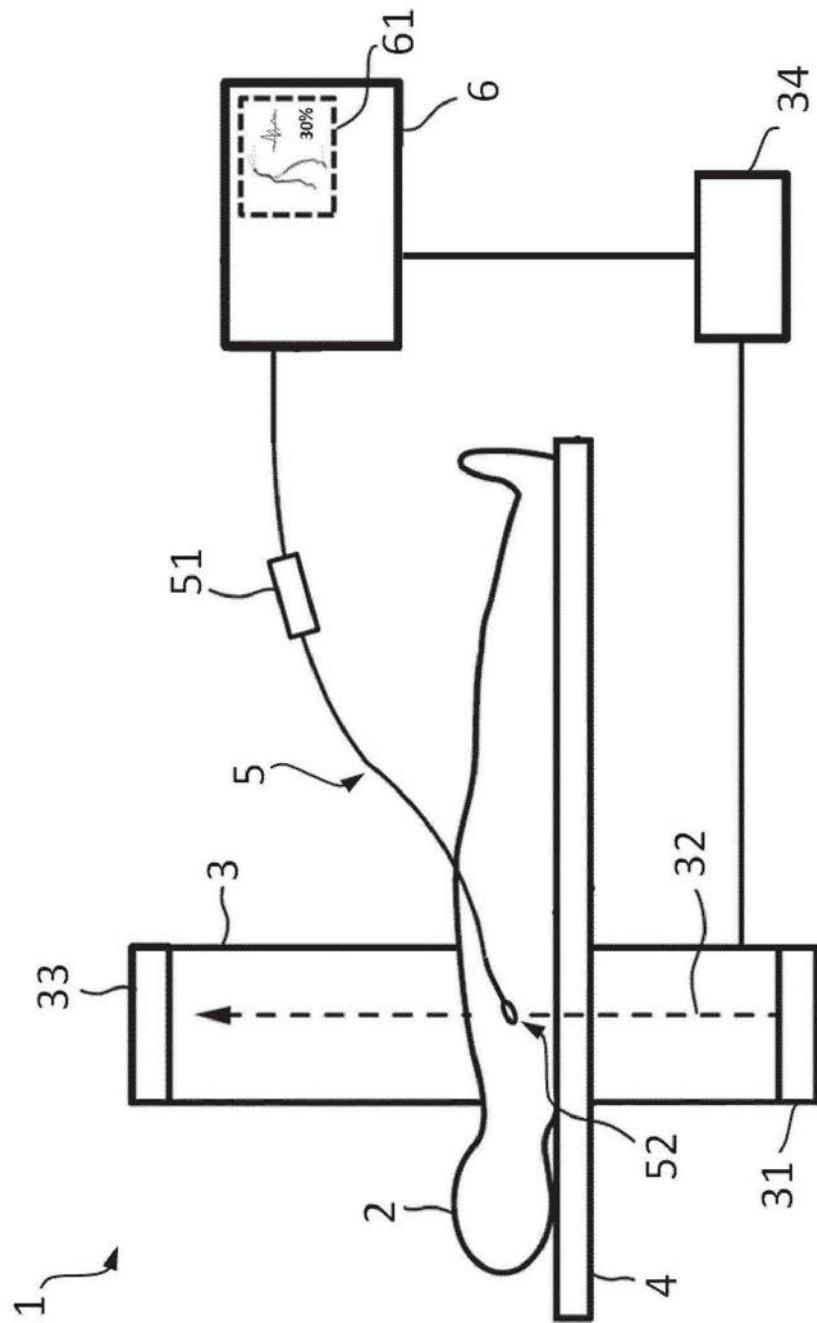


图1

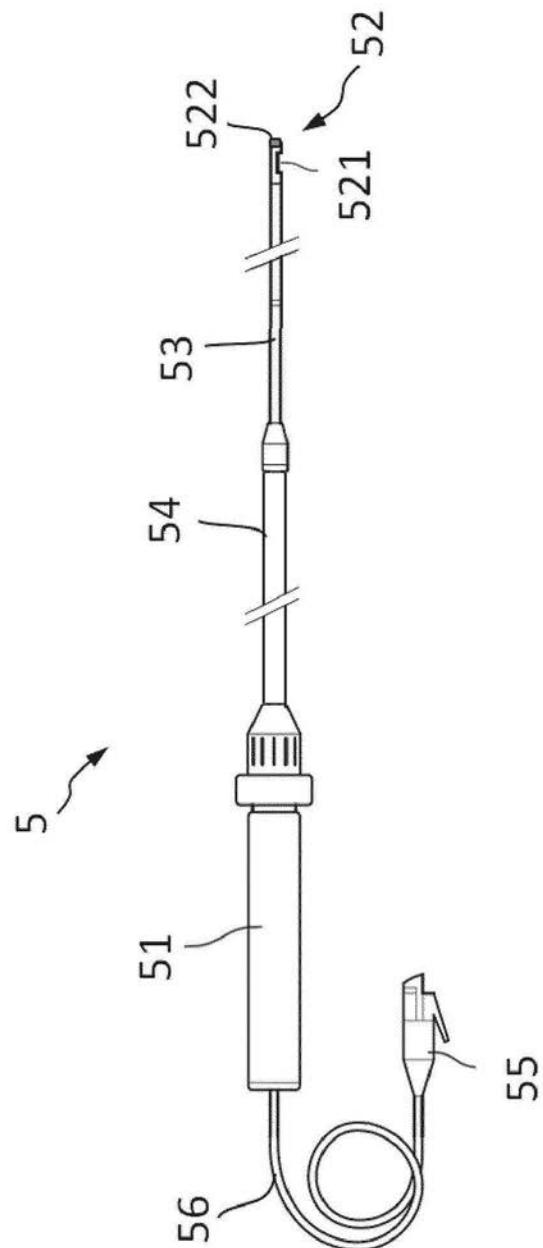


图2

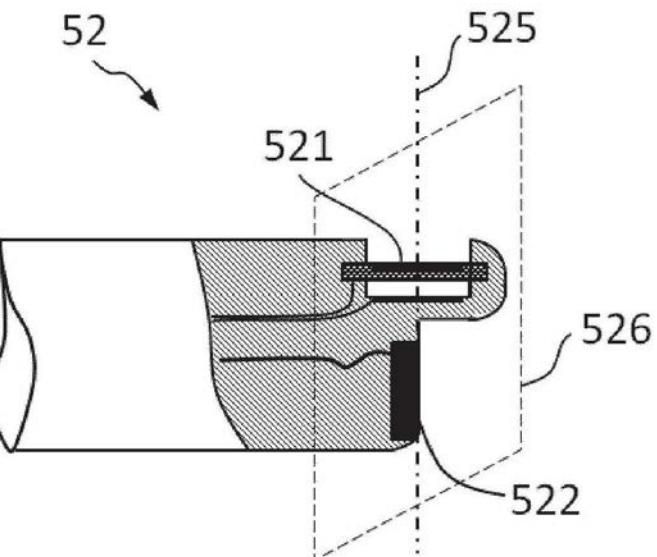


图3

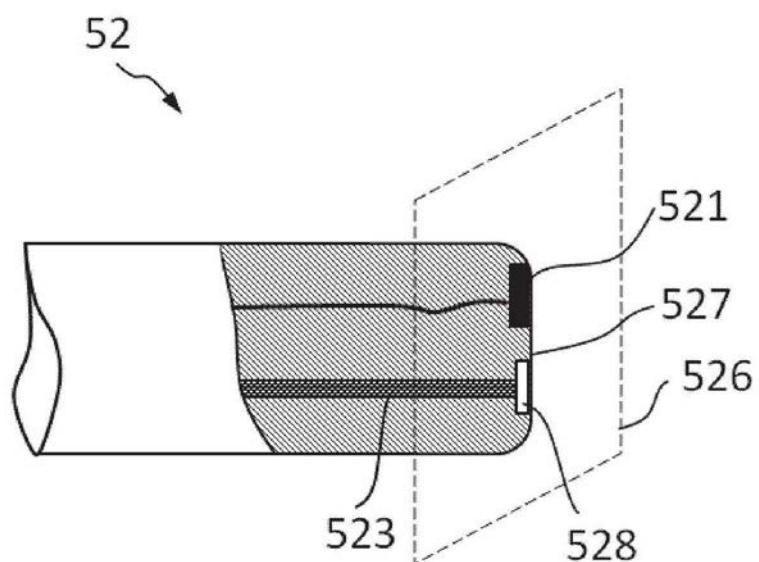


图4

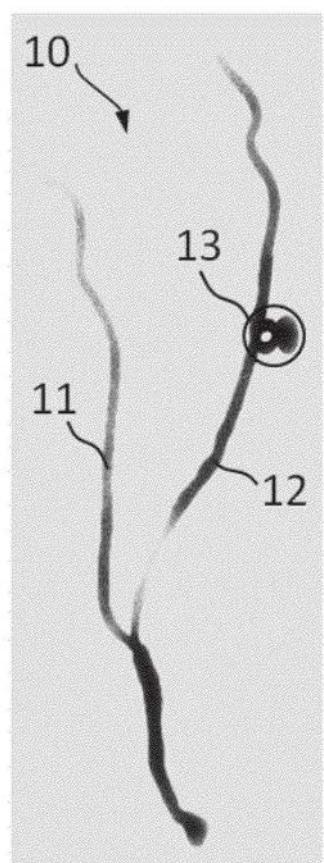


图5

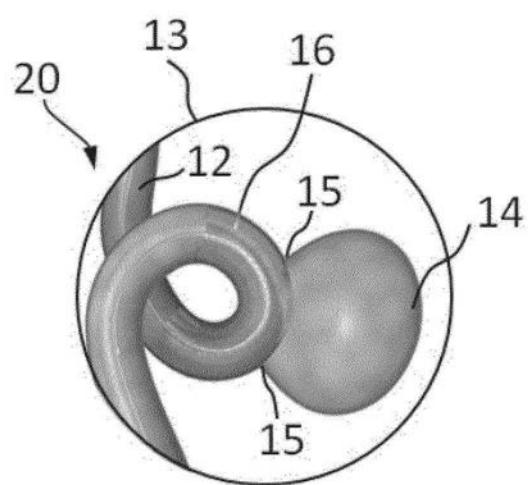


图6

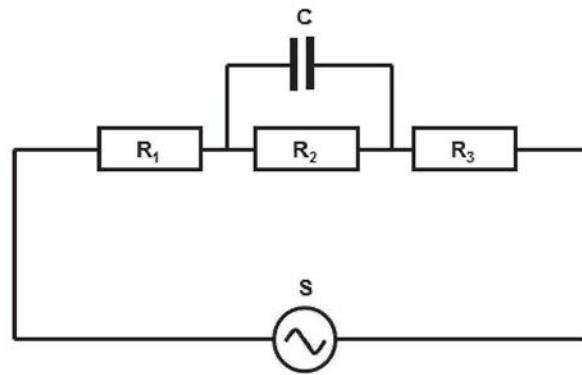


图7

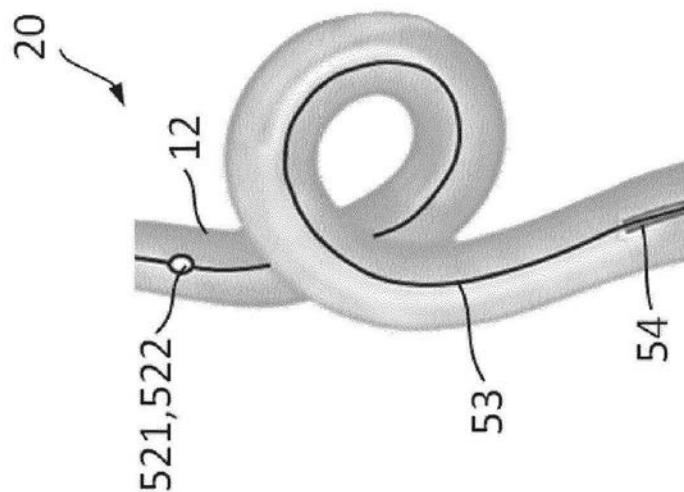


图8a

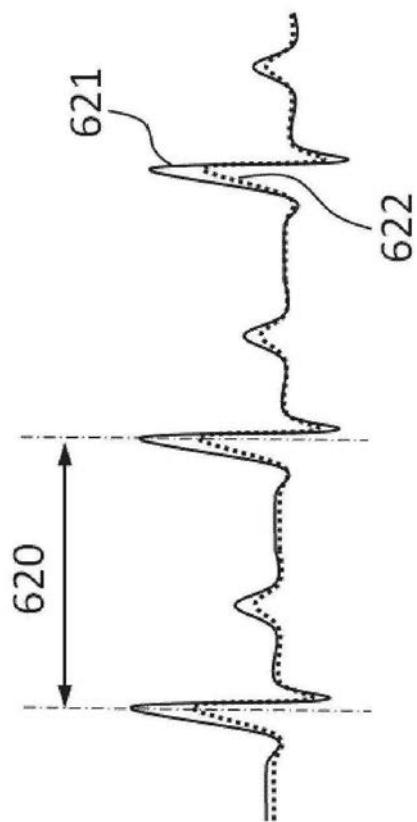


图8b

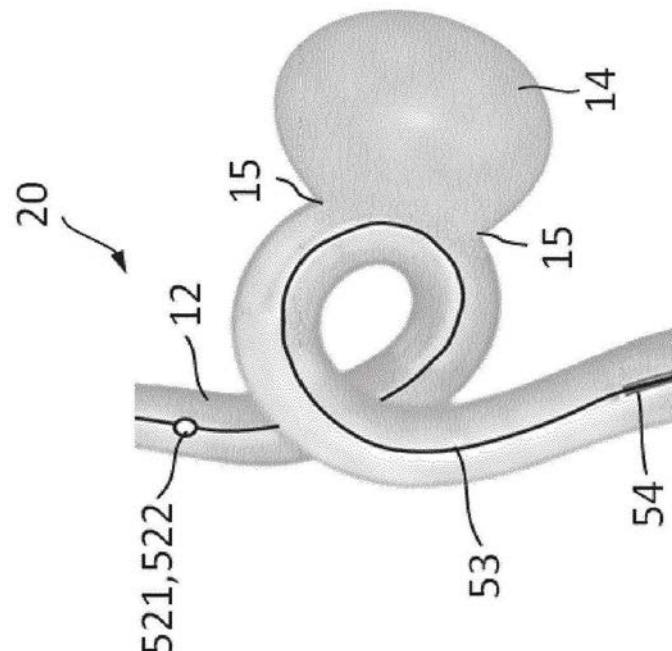


图9a

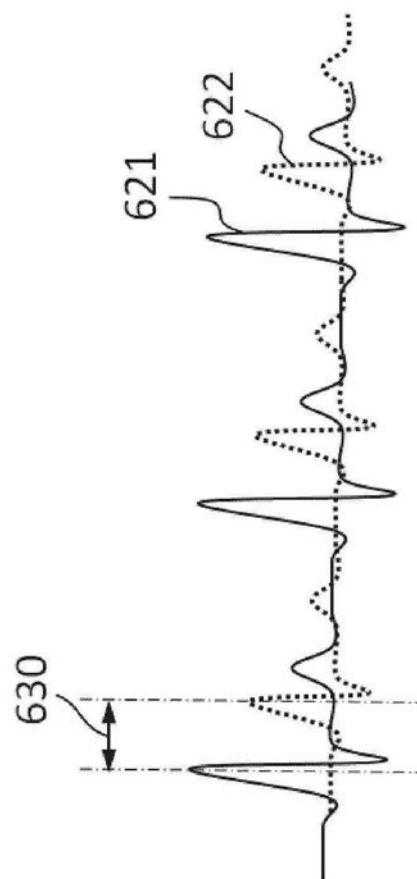


图9b

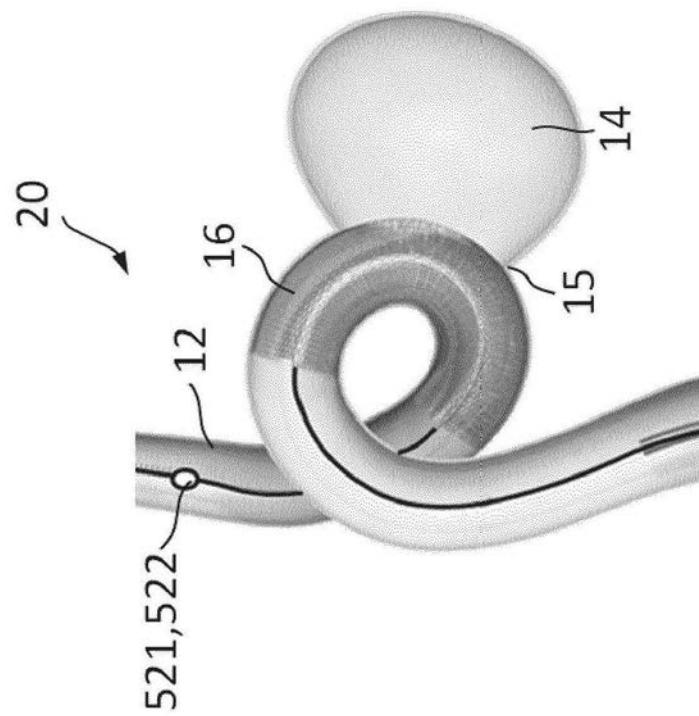


图10a

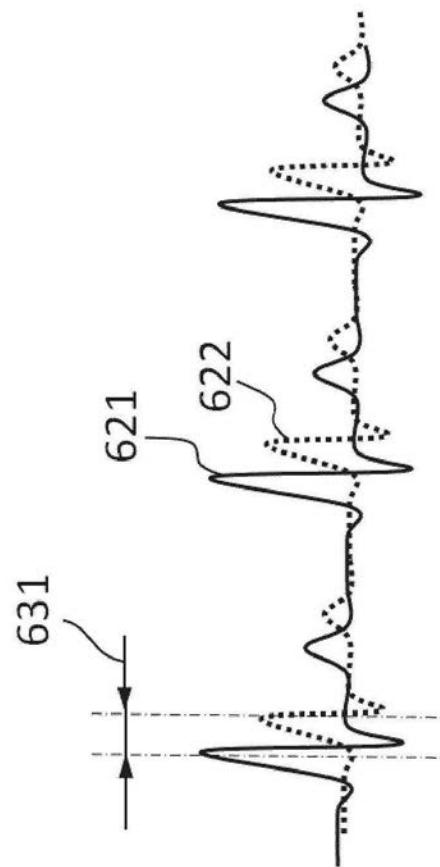


图10b

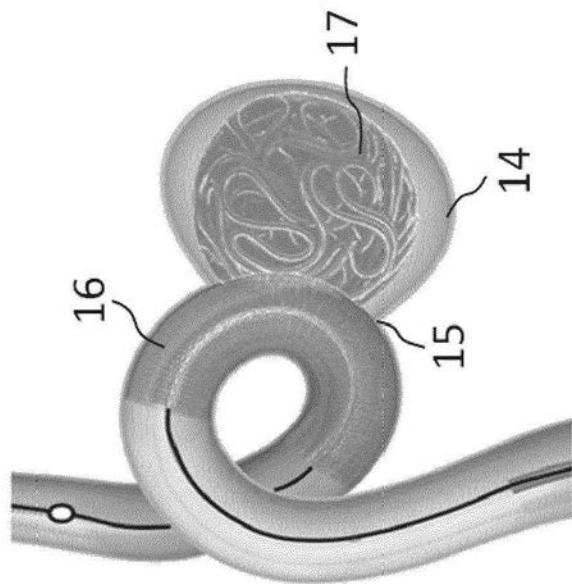


图11

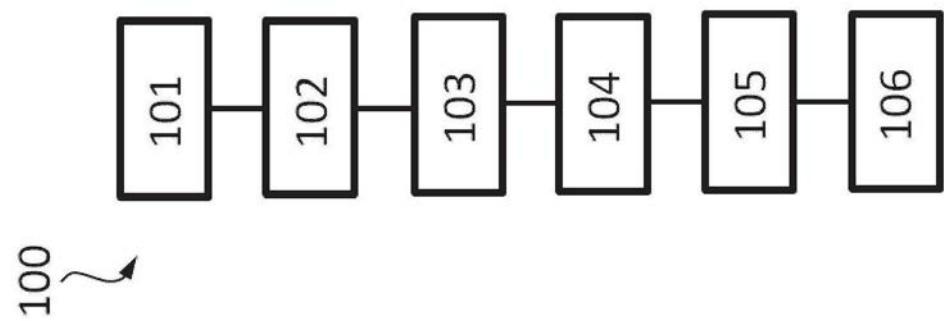


图12