



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110049721 B

(45) 授权公告日 2022. 06. 28

(21) 申请号 201780076273.6	(73) 专利权人 财团法人峨山社会福祉财团
(22) 申请日 2017.12.07	地址 韩国首尔
(65) 同一申请的已公布的文献号 申请公布号 CN 110049721 A	专利权人 蔚山大学校产学协力团
(43) 申请公布日 2019.07.23	(72) 发明人 李德熙 朴仲澈 李承柱 金成勋 全相范 黄善文 金泰一 黄昌模 孟准永
(30) 优先权数据 10-2016-0166195 2016.12.07 KR	(74) 专利代理机构 北京鸿元知识产权代理有限公司 11327
(85) PCT国际申请进入国家阶段日 2019.06.10	专利代理师 姜虎 陈英俊
(86) PCT国际申请的申请数据 PCT/KR2017/014314 2017.12.07	(51) Int.Cl. A61B 5/03 (2006.01)
(87) PCT国际申请的公布数据 W02018/106040 KO 2018.06.14	审查员 胡叔芳

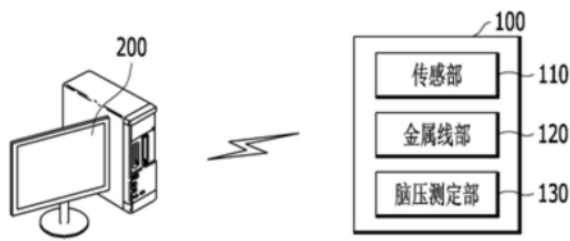
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54) 发明名称

脑压测定装置

(57) 摘要

本发明涉及一种脑压测定装置,其包括:传感部,用于测定对象体的脑血管内的规定位置的
压力;金属线部,与上述传感部相连接,通过向上述对象体插入来使上述传感部位于上述位置;以及
脑压测定部,以所测定的上述压力为基础来测定脑压。



1. 一种脑压测定装置,其特征在于,包括:
传感部,用于测定对象体的脑血管内的规定位置的压力;
金属线部,与所述传感部相连接,通过向所述对象体插入来使所述传感部位于所述位置;
脑压测定部,以所测定的所述压力为基础来测定脑压;
第一线圈部,向所述脑血管插入,位于所述传感部向所述对象体插入的方向上的一侧;
第二线圈部,位于所述方向的相反方向上的一侧;以及
标记,用于识别所述传感部的位置或方向,
其中,
所述传感部以与脑实质相邻的方式位于所述脑血管,
所述标记用于判断所述传感部是否以与所述脑实质相邻的方式位于所述脑血管,
所述第一线圈部及所述第二线圈部以收缩的状态向所述脑血管的内部插入,当通过所述标记判断出所述传感部的位置或方向与所述脑实质相邻时,通过在所述脑血管内自我膨胀来阻碍朝向所述传感部的血液的流动。
2. 根据权利要求1所述的脑压测定装置,其特征在于,
还包括血管支架,以两端开放的圆筒型结构向所述脑血管插入,在内侧一区域配置所述传感部,
所述金属线部与所述血管支架相连接。
3. 根据权利要求2所述的脑压测定装置,其特征在于,
所述传感部以通过使所述血管支架在所述脑血管内自我膨胀来接近所述脑血管的内壁的方式移动,
其中,所述内壁为与脑实质相邻的内壁。
4. 根据权利要求3所述的脑压测定装置,其特征在于,
所述标记的位置以所述传感部配置于所述血管支架的位置或方向为基础来确定。
5. 根据权利要求2所述的脑压测定装置,其特征在于,
所述脑血管为脑静脉血管。
6. 根据权利要求1所述的脑压测定装置,其特征在于,
所述脑血管为脑动脉血管。
7. 根据权利要求1所述的脑压测定装置,其特征在于,
所述传感部包括用于传送测定结果的天线,
所述天线向所述脑压测定部无线传送所述测定结果,以所述测定结果为基础来测定脑压。
8. 根据权利要求1所述的脑压测定装置,其特征在于,
所述金属线部在金属线的内部包括额外的信息传递线,向脑压测定部传送所述传感部的脑血管内压力测定结果。
9. 根据权利要求1所述的脑压测定装置,其特征在于,
还包括用于发送脑血管内压力测定结果的发送部,
所述发送部位于对象体的胳膊或颈部血管来向所述脑压测定部发送所述脑血管内压力测定结果。

10. 根据权利要求1所述的脑压测定装置,其特征在于,
所述金属线部使所述传感部位于对象体的脑血管内的规定位置,通过分离来从所述脑血管内脱离。

脑压测定装置

技术领域

[0001] 本发明涉及脑压测定装置。

背景技术

[0002] 通常,随着社会的高龄化,在家老年人的数字增加,对于老人福利及管理的关心逐渐增加,在多个角度上,通过新的方法开始接近老年人的健康管理,焦点集中在作为健康诊断的基础的血压测定。

[0003] 随着发育,若完成颅骨缝(cranial suture)的结合,则大脑被坚硬的头骨完全包围。以此限定的头骨空间由大脑实质(约为1400g,80%)、脑脊液(150ml,10%)以及血液(150ml,10%),若上述三个部分中的一个的容积增加,则其他部分的体积将减少,从而会补偿压力的增加(Mon-ro-Kelli hypothesis)。

[0004] 但是,若这种补偿作用并不充分,则会导致脑压的持续上升。若脑压上升,则在大脑的血液动力方面来说是阻抗的增加,因此,脑灌注压(cerebral perfusion pressure)将减少,在严重的情况下,将导致缺血性中风。

[0005] 脑压(intracranial pressure, ICP)的监测为了检测如颅内出血、脑积水或脑瘤的非正常的脑状态而极为重要。至今,脑压的监测通过具有包括感染、出血或脑疝在内的很多危险的不利的侵入方法进行。

[0006] 图1为用于说明以往的脑压测定装置的多种例的图。参照图1,脑压测定装置可通过脑室造口术(ventriculostomy)测定脑压。脑室造口术为通过长针、导管等贯通头骨、硬膜及大脑来接近大脑的脑室的手术。脑室造口术可以为了患有蛛网膜下腔出血患者而使用,为了向脑室插入导管来检测脑压,仅在脑室变大的情况下限定使用。

[0007] 并且,脑压测定装置在头骨(skull)贯通孔来插入针刺传感部来检测脑实质内压力。也可以利用硬膜下螺丝(subdural bolt)、硬膜下导管(subdural catheter)来检测脑压。

[0008] 只是,通过这种方法,通过向脑实质直接插入导管的侵入过程,可发生如脑出血的副作用。

[0009] 作为本发明的背景的技术揭示在韩国公开专利公报第10-2007-0106004(公开如期:2007年10月31日)号。

发明内容

[0010] 本发明用于解决上述现有技术的问题,本发明的目的在于,提供适用于血管造影术的血管接近方法来通过最少侵入测定脑压的脑压测定装置。

[0011] 并且,本发明的目的在于,提供脑压测定装置,即,利用血管支架形状的脑压测定装置来最大程度接近脑血管内的内壁,从而可以更加准确地测定脑压。

[0012] 并且,本发明的目的在于,提供脑压测定装置,即,利用具有远端线圈部及近端线圈部的脑压测定装置来阻碍血液的流动并可检测脑血管内的压力。

[0013] 并且,本发明的目的在于,提供脑压测定装置,即,适用超小型精密机械制作技术(Micro Electro Mechanical Systems, MEMS)来测定脑血管内的压力。

[0014] 只是,本发明的实施例所要解决的技术问题并不局限于上述技术问题,还可以存在其他技术问题。

[0015] 作为用于解决上述技术问题的技术方案,根据本发明的一实施例,本发明的脑压测定装置可包括:传感部,用于测定对象体的脑血管内的规定位置的压力;金属线部,与上述传感部相连接,通过向上述对象体插入来使上述传感部位于上述位置;以及脑压测定部,以所测定的上述压力为基础来测定脑压。

[0016] 根据本发明的一实施例,本发明还可包括血管支架,以两端开放的圆筒型结构向上述脑血管插入,在内侧一区域配置上述传感部,上述金属线部与上述血管支架相连接。

[0017] 根据本发明的一实施例,上述传感部能够以通过使上述血管支架在上述脑血管内自我膨胀来接近上述脑血管的内壁的方式移动。

[0018] 根据本发明的一实施例,上述传感部能够以接近脑实质方向的上述内壁的方式移动。

[0019] 根据本发明的一实施例,本发明的脑压测定装置还可包括用于识别上述传感部的位置或方向的标记。

[0020] 根据本发明的一实施例,上述标记的位置能够以上述传感部配置于上述血管支架的位置或方向为基础来确定。

[0021] 根据本发明的一实施例,配置传感部的血管支架所在的脑血管可以为脑静脉血管。

[0022] 根据本发明的一实施例,本发明还可包括:第一线圈部,位于上述传感部向上述对象体插入的方向上的一侧;以及第二线圈部,位于上述方向的相反方向上的一侧,上述金属线部与上述第一线圈部、上述传感部及上述第二线圈部中的一个以上相连接。

[0023] 根据本发明的一实施例,上述第一线圈部及上述第二线圈部阻碍朝向上述传感部的血液的流动。

[0024] 根据本发明的一实施例,上述第一线圈部及第二线圈部所在的脑血管可以为脑动脉血管。

[0025] 根据本发明的一实施例,上述第一线圈部及上述第二线圈部可通过在上述脑血管内自我膨胀来阻碍朝向上述传感部的血液的流动。

[0026] 根据本发明的一实施例,上述传感部可包括用于传送测定结果的天线,上述天线向上述脑压测定部无线传送上述测定结果,以所述测定结果为基础来测定脑压。

[0027] 根据本发明的一实施例,上述金属线部可在金属线的内部包括额外的信息传递线,向脑压测定部传送上述传感部的脑血管内压力测定结果。

[0028] 根据本发明的一实施例,本发明还可包括用于发送脑血管内压力测定结果的发送部,上述发送部位于对象体的胳膊或颈部血管来向上述脑压测定部发送上述脑血管内压力测定结果。

[0029] 根据本发明的一实施例,上述金属线部可使上述传感部位于对象体的脑血管内的规定位置,通过分离来从上述脑血管内脱离。

[0030] 上述解决问题的方案仅是例示,而不应解释成限定本发明。除上述例示性实施例

之外,可在附图及发明的详细说明存在追加实施例。

[0031] 根据上述本发明的解决方案,本发明可提供适用于血管造影术的血管接近方法来通过最少侵入测定脑压的脑压测定装置。

[0032] 并且,根据上述本发明的解决方案,本发明提供脑压测定装置,即,利用血管支架形状的脑压测定装置来最大程度接近脑血管内的内壁,从而可以更加准确地测定脑压。

[0033] 并且,根据上述本发明的解决方案,本发明提供脑压测定装置,即,利用具有远端线圈部及近端线圈部的脑压测定装置来阻碍血液的流动并可检测脑血管内的压力。

[0034] 并且,根据上述本发明的解决方案,本发明提供脑压测定装置,即,适用超小型精密机械制作技术(Micro Electro Mechanical Systems, MEMS)来测定脑血管内的压力。

[0035] 并且,根据上述本发明的解决方案,本发明提供脑压测定装置,即,设置脑血管内传感部,由此可以持续进行监测。

附图说明

[0036] 图1为用于说明以往的脑压测定装置的多种例的图。

[0037] 图2为本发明一实施例的脑压测定装置的结构图。

[0038] 图3为示出本发明一实施例的脑压测定装置的第一实施例的图。

[0039] 图4为示出本发明一实施例的脑压测定装置的第二实施例的图。

[0040] 图5为简要示出适用本发明一实施例的脑压测定装置的第一实施例的脑压测定过程的实施例的图。

具体实施方式

[0041] 以下,参照附图,详细说明本发明,以使本发明所属领域的技术人员可以轻松实施本发明。但是,本发明可体现为多种不同形态,而并不局限于在此说明的是私立。而且,图中,为了明确说明本发明而省略了与说明无关的部分,通过整个说明书,对类似的部分赋予类似的附图标记。

[0042] 在本说明书整体中,当一个部分与其他部分“连接”时,这包括“直接连接”的情况和在中间隔着其他器件“间接连接”的情况。

[0043] 在本说明书整体中,当一个部件位于其他部件“上”、“上部”、“上端”、“下”、“下部”、“下端”时,这包括一个部件与其他部件相接触的情况和两个部件之间存在其他部件的情况。

[0044] 在本说明书整体中,当一个部分“包括”其他结构要素时,只要没有特殊反对的记载,意味着还可以包括其他结构要素,而并非意味着排除其他结构要素。

[0045] 图2为本发明一实施例的脑压测定装置的结构图。图3为示出本发明一实施例的脑压测定装置的第一实施例的图。图4为示出本发明一实施例的脑压测定装置的第二实施例的图。

[0046] 根据本发明的一实施例,脑压测定装置100可以测定对象体的对象体的脑血管内的规定位置中的压力并以所测定的压力为基础测定脑压。脑压测定装置100适用于血管造影术的血管接近方法来以超小侵入测定脑压。脑压测定装置100包括与无线连接的监测设备远程控制的远程测定(telemetric)功能,从而可以在外部持续监测脑压。

[0047] 并且,脑压测定装置100为通过脑血管测定脑压的装置,可位于脑动脉、脑静脉或硬膜血管内来测定脑压。脑压测定装置100可呈以超小侵入接近脑血管的形状,为了更加准确地测定脑血管内的压力而最大程度接近脑血管内的内壁。脑压测定装置100包括标记,由此,通过放射线装置及影像装置在外部把握标记的位置,从而可以判断脑压测定装置10是否位于对象体的脑血管内的规定位置。

[0048] 根据本发明的一实施例,脑压测定能够以Monroe-Kelly假设为基础测定。Monroe-Kelly假设(Monroe-Kelly doctrine)意味着脑组织及其结构成分(血液、脑脊液及脑组织)生成体积平行状态,脑结构物中的一个的体积增加需要通过其他体积的减少来补偿。在此情况下,对于所增加的体积的主要缓冲液包括脑脊液(CSF,CerebroSpinal Fluid)和血液量。

[0049] 数学式1

$$V_{\text{intracranial vault}} = V_{\text{brain}} + V_{\text{blood}} + V_{\text{csf}}$$

[0051] 如数学式1所示,颅内空间(intracranial vault)由大脑的组织、血液、脑脊液形成,上述三种成分的体积几乎恒定。因此,一种要素的减少需要通过其他要素的增加补偿。例如,在脑组织(brain)的体积减少的情况下,大脑内的血液(blood)将增加,通过血液增加大脑组织体积的减少量,从而能够以恒定状态维持整体大脑的体积(或容积)。即,若在上述三种部分中的一个的容积增加,则其他部分的体积将减少,从而补偿压力的增加(Monro-Kelli hypothesis)。可利用这种Monro-Kelli hypothesis的概念测定脑压。作为一例,脑压测定装置100利用在脑压的变化、脑组织的变化或脑脊液的变化中的与脑的血液的变化存在密切关系的一项来测定脑的血液的压力的变化,基于此,可判断脑压,但并不局限于此。

[0052] 参照图2,脑压测定装置100可包括传感部110、金属线部120及脑压测定部130,但并不局限于此。例示性地,脑压测定装置100还可包括外部监测装置200。

[0053] 根据本发明的多种实施例,例如,外部监测装置200可包括智能手机(smartphone)、平板电脑(tablet personal computer)、移动电话(mobile phone)、视频电话、电子书阅读器(e-book reader)、台式电脑(desktop PC)、笔记本电脑(laptop PC)、上网本电脑(netbook computer)、工作站(workstation)、服务器、个人数据助理(PDA, personal digital assistant)、便携多媒体播放器(PMP, portable multimedia player)、MP3播放器、移动医疗设备、摄像头或便携式装置(wearable device)(例如,智能眼镜、头部佩戴型装置(headmounted-device, HMD))、电子服饰、电子手镯、电子项链、电子应用套装(appcessory)、电子纹身、智能镜子或智能手表(smart watch))中的至少一种。

[0054] 外部监测装置200可从脑压测定装置100接收脑压测定数据。例如,外部监测装置200可以与脑压测定装置100通过第三代合作伙伴计划(3GPP、3rd Generation Partnership Project)网络、长期演进网路(LTE, Long Term Evolution)、全球微波接入互操作性(WIMAX, World Interoperability for Microwave Access)网络、互联网(Internet)、局域网(LAN, Local Area Network)、无线局域网(Wireless LAN, Wireless Local Area Network)、广域网(WAN, Wide Area Network)、个人局域网(PAN, Personal Area Network)、蓝牙(Bluetooth)网络、近场通信(NFC, Near Field Communication)网络、卫星广播网、模拟广播网络、数字多媒体广播(DMB, Digital Multimedia Broadcasting)网络等连接,但并不局限于此,也可以通过电缆连接器等的连接模块与脑压测定装置100有线

连接。

[0055] 脑压测定装置100以在对象体的脑血管内测定的压力为基础来测定脑压,并可线外部监测装置200传送检测结果。外部监测装置200基于脑压测定数据来将对象体的脑压的结果以图表等多种形态视觉化来向用户提供,但并不局限于此。

[0056] 传感部110可层在对象体的脑血管内规定位置中的压力。在此情况下的压力可被例示为血液内压力、续页压力或血液压,但并不局限于此。并且,根据本发明的一实施例,对象体的脑血管可以为脑静脉、脑动脉或硬膜血管,但并不局限于此。例示性地,对象体的脑血管可以为在位于大脑的血管中的可以测定压力的血管中的一个。传感部110可以为压力监测微传感部。传感部110可以呈金属线形状(或可以向上下左右顺畅地移动的柔性形状)。传感部110为可以在金属线部120的中断或末端测定压力的器件,可设置光器件、压电传感部(piezo)器件。只是,传感部的形状或器件并不局限于上述内容。

[0057] 根据本发明的一实施例,传感部110基于脑压测定装置100的多种形状,根据形状配置于特定位置,从而可以测定脑血管内规定位置中的压力。

[0058] 例示性地,参照图3,传感部110可配置于以两端开放的圆筒型结构向脑血管插入的血管支架形状的内侧一区域。血管支架(stent)可由金属网形成。血管支架可以自身收缩及膨胀并具有柔韧性。上述的血管支架可由不锈钢、钛、钴铬合金等形成。血管支架支撑脑血管,由此,设置于血管支架内侧一区域的传感部110可以更加准确地测定脑血管内的压力。

[0059] 传感部110可设置于血管支架的内侧一区域。金属线部120位于血管支架的一末端,可将包括传感部110的血管支架设置于脑血管内的固定位置。在血管支架通过脑血管插入金属线部120(例如,细铁丝)来使其接近脑血管内的规定位置之后,可测定脑血管内的规定位置中的压力。

[0060] 血管支架在脑血管内自我膨胀,由此,传感部110以接近脑血管的内壁的方式移动。例如,血管支架在到达脑血管内的规定位置之前,以收缩的形状位于脑血管。在血管支架到达脑血管内的规定位置的情况下将自我膨胀,由此,以接近脑血管的内壁的方式移动。例示性地,脑血管的内壁可以为与脑实质2相邻的脑静脉血管。即,传感部110可位于与脑实质2相邻的脑静脉血管内壁,而并非位于与头骨1相邻的脑血管内壁。

[0061] 脑压测定装置100可包括用于识别传感部110的位置或方向的标记140。标记140可用于判断传感部110的位置或方向是否位于与脑实质2相邻的脑静脉血管。在血管支架位于标记140的位置或方向与脑实质2相邻的脑静脉血管的情况下可将自我膨胀。标记的一例可以为不透射线的标记,可通过放射线装置及影像装置,在外部识别标记的位置或方向。

[0062] 根据本发明的一实施例,传感部110配置于内侧一区域的血管支架的一侧部可以与金属线部120相连接。金属线部120可将传感部110设置于对象体的脑血管内的规定位置。在传感部110位于对象体的脑血管内的规定位置的情况下,金属线部120通过形成于分离部115的热、电等的单元与血管支架分离。金属线部120可通过分离部115与血管支架分离来从脑血管内脱离。

[0063] 相反,金属线部120并不与血管支架分离,通过在内部包含脑血管内压力测定结果的额外的信息传递线来向脑压测定部130传送脑血管内压力测定结果。

[0064] 并且,根据本发明的一实施例,参照图4,脑压测定装置100可设置线圈部151、152

来测定脑血管内压力。脑压测定装置100设置有线圈部,由此阻碍脑血管内血液的流动,通过脑血管中的动脉血管的压力来测定脑压。

[0065] 根据本发明的一是合理,第一线圈部151可位于传感部向对象体插入的方向上的一侧。第二线圈部152可位于传感部向对象体插入的方向的相反反向的一侧。金属线部120可以与第一线圈部151、传感部110及第二线圈部152中的至少一个以上相连接。

[0066] 第一线圈部151作为远端线圈部,以传感部110为基准,可阻碍血液从远端侧流入。即,第一线圈部151可以将血液的流入最小化。并且,第二线圈部152作为近端线圈部,以传感部110为基准,可阻碍血液从近端侧流入或者将血液的流入最小化。

[0067] 在第一线圈部151及第二线圈部152位于血管内的规定位置的情况下,可以在脑血管内自我膨胀,由此,可阻碍朝向传感部110的血液的流动。例示性地,第一线圈部151及第二线圈部152在向脑血管的内部插入的过程中收缩,在到达脑血管内的规定位置的情况下将自我膨胀并阻碍朝向传感部110的血液的流动。

[0068] 通过图4说明脑压测定装置100的动作的一例。本发明一实施例的第一线圈部151利用线圈栓塞(coil embolization)来堵塞脑学棍的动脉的远端部,可将在线圈栓塞之后插入的传感部110设置于脑血管动脉的规定位置。第二线圈部152在传感部110位于脑血管动脉的规定位置之后,为使传感部110在动脉内孤立(isolation),可通过利用第二线圈部152的线圈栓塞堵住规定位置的血管。由此,血液无法到达传感部110或者仅有微量的血液到达。

[0069] 在第一线圈部151、传感部110及第二线圈部152中的至少一个可以与金属线部120相连接。金属线部120可将第一线圈部151、传感部110及第二线圈部152设置于脑血管内的规定位置。金属线部120在使第一线圈部151、传感部110及第二线圈部152中的至少一个位于血管内之后,可以从与第二线圈部152相连接的分离部115分离。金属线部120可通过向对象体插入的血管分离。金属线部120可通过设置于分离部115的热、电等的单元与第一线圈部151、传感部110及第二线圈部152中的至少一个分离。

[0070] 并且,虽然图4中未示出,脑压测定装置100可包括用于识别传感部110的位置或方向的标记140。标记140可用于判断传感部110的位置或方向是否位于与脑实质2相邻的脑血管。标记可以为不透射线的标记,可通过放射线装置及影像装置,在外部识别标记的位置或方向。

[0071] 根据本发明的一实施例,传感部110可包括用于传送测定结果的天线。天线可向脑压测定部130无线传送测定结果。

[0072] 并且,根据本发明的一实施例,有线连接传感部110与金属线部120并可获取传感部110的压力测定结果。金属线部120在内部可包括额外的信息传递线,并可发送脑血管内压力测定结果。作为另一例,信息传递线可位于金属线部的外部,也可以附着于金属线部。并且,传感部110可以为金属线型传感部(wire type sensor)。脑压测定装置100也可将金属线型传感部与外部电极(electrode)相连接来监测脑血管内压力测定结果。

[0073] 并且,根据本发明的一实施例,发送部(未图示)可发送脑血管内压力测定结果。发送部(未图示)可设置于对象体的胳膊或颈部血管来向脑压测定部130发送脑血管内压力测定结果。

[0074] 脑压测定部130以在传感部110中测定的脑血管内压力为基础来测定脑压。在脑压

测定部130测定到已设定的压力以上的脑压的情况下,可向发送部(未图示)发送危险信号。并且,脑压测定部130在每个特定时间(例如,10秒钟),以在传感部110测定的脑血管内的压力为基础来测定脑压。

[0075] 图5为简要示出适用本发明一实施例的脑压测定装置的第一实施例脑压测定过程的实施例的图。图5所示的脑压测定过程通过以上图1至图4说明的脑压测定装置100执行。因此,即使省略了对其的内容,通过图1至图4对脑压测定装置100说明的内容也适用于图5。

[0076] 参照图5,脑压测定装置100适用于血管造影术的血管接近方法来以最少侵入测定脑血管内压力来测定脑压,而并非适用在头骨1穿孔来测定脑实质压力的以往的脑压测定方式。脑压测定装置100以血管支架的形状,以两端开放的圆筒型结构向脑血管插入。传感部110配置于血管支架的内侧一区域,标记151、152以传感部110配置于血管支架的位置或方向为基础,使得传感部110配置于与血管支架所在的相同区域。配置传感部110的血管支架在到达脑血管内的规定位置之前,以自我收缩的形状向血管插入。配置传感部110的血管支架的一区域可以与金属线部120相连接。金属线部120可向对象体插入来将传感部110设置于脑血管内规定位置。在传感部110及标记151、152位于与脑实质2方向相邻的脑血管的内壁的情况下,到达脑血管内的规定位置的血管支架将自我膨胀,从而可以最大程度接近脑血管的内壁。作为另一例,脑压测定装置100并不设置标记151、152,以使在传感部110中的传感部接近脑实质2的方向的方式设置传感部110。

[0077] 金属线部120可通过分离部115与配置有传感部110的血管支架分离。与金属线部120分离的传感部110位于脑血管内,并可持续监测脑血管内的压力。传感部110为了传送测定结果而通过天线向脑压测定部130无线传送脑压测定结果数据。并且,作为另一例,金属线部120可包含额外的信息传递线,并可向脑压测定部130传送传感部的脑血管内压力测定结果。

[0078] 根据本发明的一实施例,脑压测定装置100可包括用于发送脑血管内压力测定结果的发送部(未图示)。发送部(未图示)可位于对象体的胳膊或颈部的皮下(例如,胳膊静脉或颈部静脉)。例如,可通过天线发送传感部110的脑血管内压力测定结果,发送部(未图示)可向脑压测定部130发送脑血管内压力测定结果。并且,发送部(未图示)可向外部监测装置200发送脑血管内压力测定结果。

[0079] 只是,通过图5说明的实施例仅是本发明的多种实施例中的一种,而并不局限于此,还可以存在多种实施例。

[0080] 上述本发明的说明仅用于例示,本发明所属技术领域的普通技术人员在不变更本发明的技术思想或必要特征的情况下可轻松变形呈其他具体形态。因此,以上记述的实施例在所有方面均是例示性的实施例,而并非用于限定本发明。例如,被说明成单一型的各个结构要素可以分散实施,同样,分散说明的结构要素也能够以结合的形态实施。

[0081] 本发明的范围通过后述的权利要求书来限定,而不限定于上述详细说明,发明要求保护范围的含义及范围及其等同概念导出的所有变更或变形的形态均包含在本发明的范围。

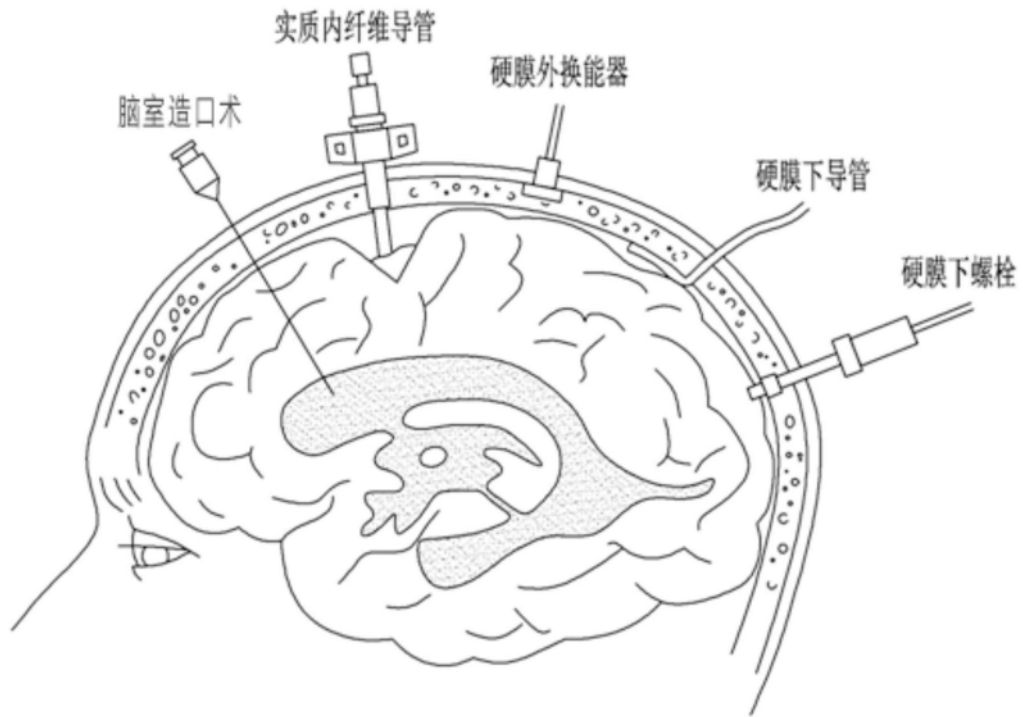


图1

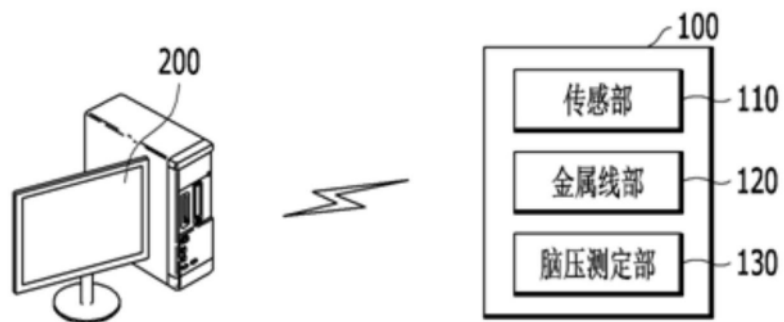


图2

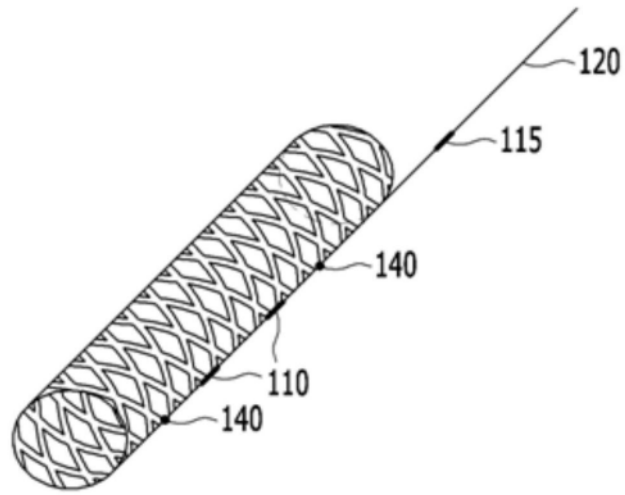


图3

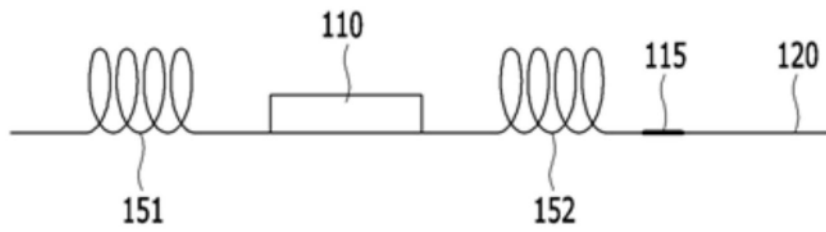


图4

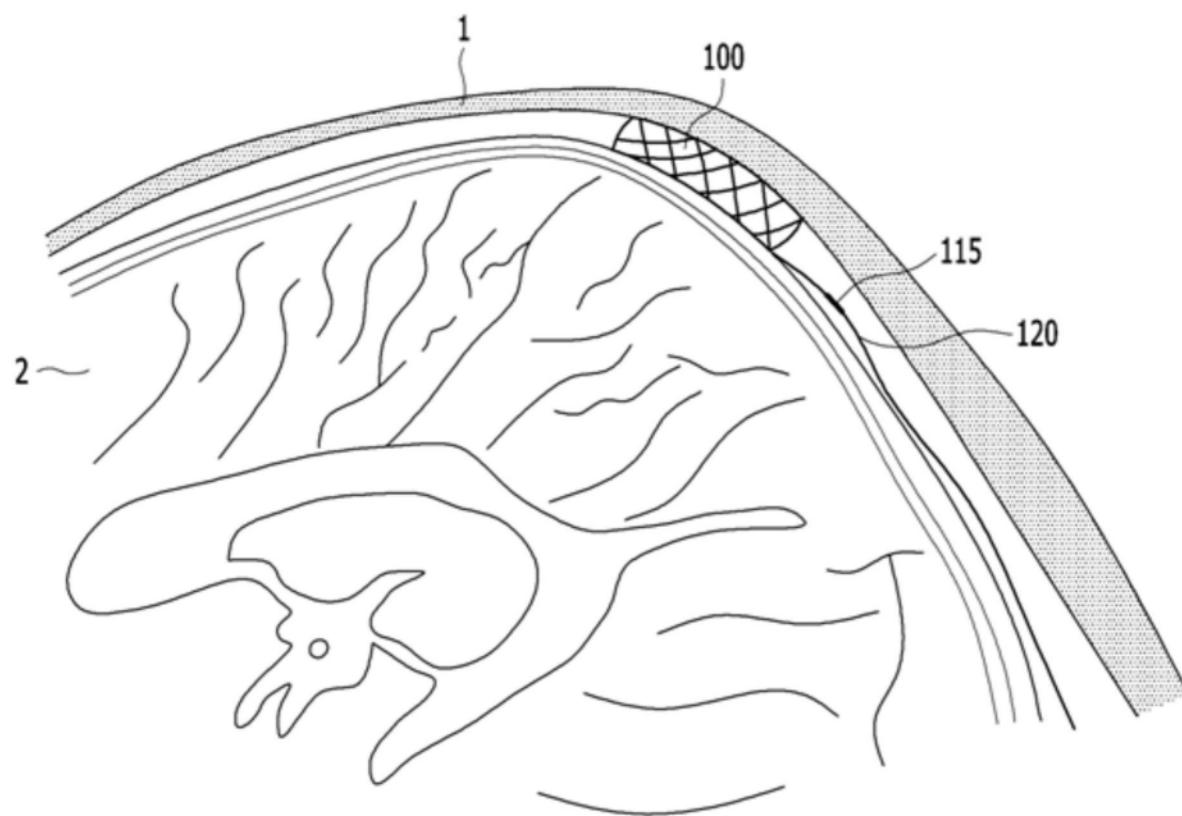


图5