



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105832333 A

(43)申请公布日 2016.08.10

(21)申请号 201610396737.9

A61F 2/07(2013.01)

(22)申请日 2016.06.06

(71)申请人 任勇

地址 100084 北京市海淀区清华园荷清苑  
13楼5单元202号

(72)发明人 任勇 王景璟 李灿 孟越 马骏  
吴巍巍 史清宇 刘磊

(74)专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限  
公司 11245

代理人 关畅 孙楠

(51)Int.Cl.

A61B 5/053(2006.01)

A61B 5/0285(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

权利要求书2页 说明书5页 附图2页

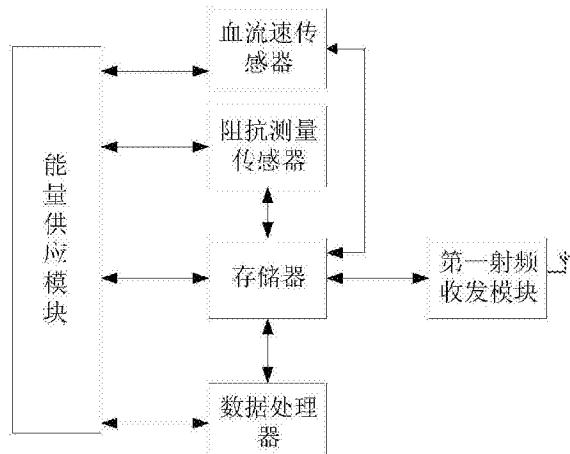
(54)发明名称

基于腹主动脉支架的瘤体阻抗和血流速监  
测装置及其方法

(57)摘要

本发明涉及基于腹主动脉支架的瘤体阻抗  
和血流速监测装置及其方法,其包括覆膜支架、  
集成电路和外部处理设备;所述集成电路设置在  
所述覆膜支架外部,所述集成电路包括能量供应  
模块、阻抗测量传感器、血流速传感器、存储器、  
数据处理器和第一射频收发模块;所述能量供应  
模块用于为所述集成电路供电;所述阻抗测量传  
感器、血流速传感器将检测到的阻抗信号、血流  
速信号经所述存储器传输至所述数据处理器,所  
述数据处理器将阻抗信号和血流速信号转化为  
数字信号,并加载所述集成电路ID、时间戳信息,  
通过所述第一射频收发模块将数字信号经所述  
覆膜支架传输到所述外部处理设备,完成数据测  
量、信号发射功能。本发明体积小,辐射小,同时  
可以对患者进行实时监测,可以广泛在腹主动脉  
瘤的状态监测中应用。

CN 105832333 A



1. 一种基于腹主动脉支架的瘤体阻抗和血流速监测装置，其特征在于：该装置包括覆膜支架、集成电路和外部处理设备；所述集成电路设置在所述覆膜支架外部，所述集成电路包括能量供应模块、阻抗测量传感器、血流速传感器、存储器、数据处理器和第一射频收发模块；所述能量供应模块用于为所述集成电路供电；所述阻抗测量传感器、血流速传感器将检测到的阻抗信号、血流速信号经所述存储器传输至所述数据处理器，所述数据处理器将阻抗信号和血流速信号转化为数字信号，并加载所述集成电路ID、时间戳信息，通过所述第一射频收发模块将数字信号经所述覆膜支架传输到所述外部处理设备，完成数据测量、信号发射功能。

2. 如权利要求1所述的基于腹主动脉支架的瘤体阻抗和血流速监测装置，其特征在于：所述覆膜支架作为天线用于进行能量和信号传输，其由内膜、支架主体和外膜构成，位于所述支架主体内部设置有所述内膜，位于所述支架主体外部设置有所述外膜。

3. 如权利要求2所述的基于腹主动脉支架的瘤体阻抗和血流速监测装置，其特征在于：所述支架主体包括两个以上的横向支撑结构和一个以上的纵向支撑结构，每一所述横向支撑结构均由一金属丝弯曲形成环形支架，所有所述环形支架纵向依次设置、且相邻两所述环形支架之间通过一所述纵向支撑结构固定连接成一体。

4. 如权利要求3所述的基于腹主动脉支架的瘤体阻抗和血流速监测装置，其特征在于：所述环形支架采用正弦波结构，所述纵向支撑结构固定设置在所有所述环形支架一侧，所述纵向支撑结构由另一金属丝制成。

5. 如权利要求3所述的基于腹主动脉支架的瘤体阻抗和血流速监测装置，其特征在于：所述环形支架采用锯齿波结构，所有所述环形支架和所有所述纵向支撑结构采用同一根金属丝编制而成。

6. 如权利要求2或3所述的基于腹主动脉支架的瘤体阻抗和血流速监测装置，其特征在于：所述支架主体的谐振频率f：

$$\frac{1}{f} = C_1 N + C_2 n + C_3 l,$$

式中，N为环形支架的数量、n为环形支架中波形的起伏数量、l为纵向支撑结构的长度、C<sub>1</sub>、C<sub>2</sub>和C<sub>3</sub>均为正系数。

7. 如权利要求1所述的基于腹主动脉支架的瘤体阻抗和血流速监测装置，其特征在于：所述集成电路采用长条形结构，长条形集成电路沿覆膜支架轴向布置。

8. 如权利要求1所述的基于腹主动脉支架的瘤体阻抗和血流速监测装置，其特征在于：所述集成电路采用方形结构或环形结构，采用方形结构时包裹在所述集成电路外部的生物可兼容性外壳采用圆形结构；采用环形结构时环形集成电路所在平面与覆膜支架的切面平行。

9. 如权利要求1所述的基于腹主动脉支架的瘤体阻抗和血流速监测装置，其特征在于：所述外部处理设备包括发射天线、接收天线、第二射频收发模块、处理器、传输模块和工作站；由所述第二射频收发模块经所述发射天线向体内的所述集成电路发射电磁波传输能量，同时并经所述接收天线接收体内的所述集成电路发出的阻抗信号和血流速信号；所述第二射频收发模块将接收到的阻抗信号和血流速信号经所述处理器、传输模块发送至所述工作站。

10.一种基于如权利要求1至9任一项所述监测装置的监测方法，其特征在于，该方法包括以下步骤：

1)设置一包括有阻抗测量传感器、血流速传感器、数据处理器、第一射频收发模块和外部处理设备的监测装置，其中，外部处理设备包括接收天线、射频收发模块、处理器、传输模块和工作站；

2)阻抗测量传感器和血流速传感器采集腹主动脉瘤与覆膜支架之间的阻抗信号、血流速信号通过数据处理器处理后传输至第一射频收发模块，第一射频收发模块对接收的阻抗信号和血流速信号进行调制后通过天线发送到外部处理设备；

3)接收天线将接收到的阻抗信号和血流速信号经第二射频收发模块进行解调后并经处理器处理后发送到工作站，完成监测。

## 基于腹主动脉支架的瘤体阻抗和血流速监测装置及其方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种瘤体阻抗和血流速监测装置及其方法,特别是关于一种在医疗检测技术领域中应用的基于腹主动脉支架的瘤体阻抗和血流速监测装置及其方法。

### 背景技术

[0002] 随着人口老龄化以及高血压、动脉硬化等危险因素的增加,我国腹主动脉瘤发病率呈明显上升趋势,65岁以上老年人腹主动脉瘤发病率高达8.8%。研究表明,每年每10万人中有20人至40人患腹主动脉瘤。异常膨胀的腹主动脉被称为腹主动脉瘤,它虽然不是真性肿瘤,但对人体的危害同样很大,瘤体破裂可导致死亡。腹主动脉瘤的形成是一个渐进的过程,在这种渐进的过程中,遗传学、环境学和生物化学诸因素相互影响、共同作用,例如改变了腹主动脉壁弹力连接组织的代谢从而促发了腹主动脉瘤的形成。

[0003] 目前介入治疗成为腹主动脉瘤最为主要的手术方式。这种手术将支架导入主动脉并将其从导管内释放,从而防止动脉瘤破裂。由于腹主动脉瘤的危险性,对腹主动脉瘤进行检测十分重要。目前,腹主动脉瘤的检查方法主要包括彩色多普勒超声、CTA以及MRI等。上述这些方法都需要借助较大的设备进行辅助检测,只能在医院进行。而且借助这些方式进行检测,都会对人体有比较严重的辐射。

### 发明内容

[0004] 针对上述问题,本发明的目的是提供一种体积小,辐射小,同时可以对患者进行实时监测的基于腹主动脉支架的瘤体阻抗和血流速监测装置及其方法。

[0005] 为实现上述目的,本发明采取以下技术方案:一种基于腹主动脉支架的瘤体阻抗和血流速监测装置,其特征在于:该装置包括覆膜支架、集成电路和外部处理设备;所述集成电路设置在所述覆膜支架外部,所述集成电路包括能量供应模块、阻抗测量传感器、血流速传感器、存储器、数据处理器和第一射频收发模块;所述能量供应模块用于为所述集成电路供电;所述阻抗测量传感器、血流速传感器将检测到的阻抗信号、血流速信号经所述存储器传输至所述数据处理器,所述数据处理器将阻抗信号和血流速信号转化为数字信号,并加载所述集成电路ID、时间戳信息,通过所述第一射频收发模块将数字信号经所述覆膜支架传输到所述外部处理设备,完成数据测量、信号发射功能。

[0006] 进一步,所述覆膜支架作为天线用于进行能量和信号传输,其由内膜、支架主体和外膜构成,位于所述支架主体内部设置有所述内膜,位于所述支架主体外部设置有所述外膜。

[0007] 进一步,所述支架主体包括两个以上的横向支撑结构和一个以上的纵向支撑结构,每一所述横向支撑结构均由一金属丝弯曲形成环形支架,所有所述环形支架纵向依次设置、且相邻两所述环形支架之间通过一所述纵向支撑结构固定连接成一体。

[0008] 进一步,所述环形支架采用正弦波结构,所述纵向支撑结构固定设置在所有所述环形支架一侧,所述纵向支撑结构由另一金属丝制成。

[0009] 进一步,所述环形支架采用锯齿波结构,所有所述环形支架和所有所述纵向支撑结构采用同一根金属丝编制而成。

[0010] 进一步,所述支架主体的谐振频率 $f = \frac{1}{f} = C_1 N + C_2 n + C_3 l$ ,式中,N为环形支架的数量,n为环形支架中波形的起伏数量,l为纵向支撑结构的长度,C<sub>1</sub>、C<sub>2</sub>和C<sub>3</sub>均为正系数。

[0011] 进一步,所述集成电路采用长条形结构,长条形集成电路沿覆膜支架轴向布置。

[0012] 进一步,所述集成电路采用方形结构或环形结构,采用方形结构时包裹在所述集成电路外部的生物可兼容性外壳采用圆形结构;采用环形结构时环形集成电路所在平面与覆膜支架的切面平行。

[0013] 进一步,所述外部处理设备包括发射天线、接收天线、第二射频收发模块、处理器、传输模块和工作站;由所述第二射频收发模块经所述发射天线向体内的所述集成电路发射电磁波传输能量,同时并经所述接收天线接收体内的所述集成电路发出的阻抗信号和血流速信号;所述第二射频收发模块将接收到的阻抗信号和血流速信号经所述处理器、传输模块发送至所述工作站。

[0014] 一种基于上述监测装置的监测方法,其特征在于,该方法包括以下步骤:1)设置一包括有阻抗测量传感器、血流速传感器、数据处理器、第一射频收发模块和外部处理设备的监测装置,其中,外部处理设备包括接收天线、射频收发模块、处理器、传输模块和工作站;2)阻抗测量传感器和血流速传感器采集腹主动脉瘤与覆膜支架之间的阻抗信号、血流速信号通过数据处理器处理后传输至第一射频收发模块,第一射频收发模块对接收的阻抗信号和血流速信号进行调制后通过天线发送到外部处理设备;3)接收天线将接收到的阻抗信号和血流速信号经第二射频收发模块进行解调后并经处理器处理后发送到工作站,完成监测。

[0015] 本发明由于采取以上技术方案,其具有以下优点:1、本发明由于采取实时自助检测的方式,病人无需去往医院即可随时随地了解自身健康状况,方便快捷。2、相比于以往通过造影等传统诊断方式检测肿瘤,本发明免受了放射线辐射,而且由于腹主动脉瘤患者往往同时患有肾功能异常,进行造影时输入的造影剂很可能会造成患者肾功能恶化甚至导致肾衰竭,因此本发明克服了现有造影方式检测内漏时造成的时间人力物力成本高、并对病人健康状况构成严重威胁的问题。3、本发明可以在手术治疗植入支架的同时植入阻抗和血流速检测集成电路,避免病人二次手术的痛苦。本发明可以广泛在腹主动脉瘤的状态监测中应用。

## 附图说明

[0016] 图1是本发明的监测装置原理示意图;

[0017] 图2是本发明集成电路中数据处理器采用NRF51822芯片时的结构示意图;

[0018] 图3是本发明的外部设备原理示意图;

[0019] 图4是本发明的正弦波形状的天线结构示意图。

## 具体实施方式

[0020] 以下结合附图来对本发明进行详细的描绘。然而应当理解,附图的提供仅为了更

好地理解本发明，它们不应该理解成对本发明的限制。

[0021] 电阻抗技术之所以能够重建生物组织内部的电学参数分布，源于生物组织具有电磁学特性。就人体而言，各种电特性和电活动的主要来源是生物大分子、粒子、水和少量瞬态的自由电子的电学特性及其运动产生的。研究表明，不但正常组织之间的电特性特别大，而且生物体正常组织与病变组织之间的电特性差别也很大。根据国外相关人员对鼠的纤维肌瘤的测量结果发现当鼠的纤维肌瘤出现后，恶性肿瘤的介电常数和导电率都很高。但是随着肿瘤的增长，介电常数和电导率没有明显的变化。当较大的肿瘤出现内部坏死时，介电常数和电导率的变化在频率高于0.5GHz后很小。

[0022] 如图1所示，本发明提供一种基于腹主动脉支架的瘤体阻抗和血流速监测装置，其包括一覆膜支架、集成电路和一外部处理设备。

[0023] 覆膜支架作为天线用于进行能量和信号传输，其由内膜、支架主体和外膜构成，位于支架主体内部设置有内膜，位于支架主体外部设置有外膜。

[0024] 集成电路设置在覆膜支架外部，可以将集成电路固设在外膜上，也可以将集成电路独立于支架放置在覆膜支架与瘤体之间。该集成电路包括能量供应模块、阻抗测量传感器、血流速传感器、存储器、数据处理器和第一射频收发模块。能量供应模块经天线通过第一射频收发模块接收由外部处理设备辐射至体内的电磁波，通过无线射频能量收集的方式为电能为集成电路上其他部件供电。阻抗测量传感器、血流速传感器将检测到的阻抗信号、血流速信号经存储器传输至数据处理器，数据处理器将阻抗信号和血流速信号转化为数字信号，并加载集成电路ID、时间戳等信息，通过第一射频收发模块将数字信号经天线传输到外部处理设备，完成数据测量、信号发射功能。其中，能量供应模块还可以采用微型电池作为替代，以便直接为集成电路上的各部件供电。

[0025] 在一个优选的实施例中，如图2所示，数据处理器可以采用由NORDIC公司生产的NRF51822芯片。该芯片ADC转换引脚J6连接阻抗测量传感器，VDD电源引脚J1连接能量供应模块，XC1、XC2引脚J37-J38连接时钟电路，VDD\_PA、ANT1、ANT2引脚J30-J32连接第一射频收发模块。P0.01引脚J5连接电源检测电路，P0.03-P0.07引脚J7-J11连接血流速传感器，DEC1引脚J39经第三电容C3接地；VSS引脚J33、J34并联后接地，VSS引脚J33、J34并联后连接能量供应模块，位于AVDD引脚与VSS引脚之间并联第四电容C4。DEC2引脚J29经第十电容C10与EXP\_GND引脚J49连接后接地；VSS引脚J13接地，SWCLK引脚经第三电阻R3接地。

[0026] 其中，时钟电路包括第一电容C1、第二电容C2和晶振X1，晶振X1控制端管脚1经第二电容C2接地，晶振X1输出端管脚2经第一电容C1接地；晶振X1控制端管脚1还连接至NRF51822芯片的XC1引脚J37，晶振X1输出端管脚2还连接至NRF51822芯片的XC2引脚J38。

[0027] 电源检测电路包括第一电阻R1、第二电阻R2和电容C13，第一电阻R1一端接高电平（即能量供应模块），第一电阻R1另一端经第二电阻R2接地；位于第二电阻R2两端并联有电容C13，且第一电阻R1另一端与第二电阻R2之间通过导线连接至NRF51822芯片的P0.01引脚J5。

[0028] 上述实施例中，如图3所示，外部处理设备包括发射天线、接收天线、第二射频收发模块、处理器、传输模块和工作站。由第二射频收发模块经发射天线向体内的集成电路发射电磁波传输能量，同时并经接收天线接收体内的集成电路发向体外的阻抗和血流速信号；第二射频收发模块将接收到的阻抗和血流速信号经处理器、传输模块发送至工作站，以备

后续使用。其中，工作站可以采用智能手机、智能手表等移动终端。

[0029] 在一个优选的实施例中，工作站内设置有信号处理系统，信号处理系统根据设定时间内测量得到的阻抗值和血流速值判断主动脉瘤血栓化情况，如果在设定时间内阻抗值和血流速值超出预设范围，则判断为腹主动脉瘤仍在继续增生，没有按预期正常血栓化，如果在设定时间内阻抗值和血流速值处于预设范围之内，则判断为腹主动脉瘤正常血栓化，正在逐渐萎缩中。

[0030] 在一个优选的实施例中，如图4所示，支架主体包括两个以上的横向支撑结构1和一个以上的纵向支撑结构2，每一横向支撑结构1均由一金属丝弯曲形成环形支架，所有环形支架纵向依次设置、且相邻两环形支架之间通过一纵向支撑结构2固定连接成一体。

[0031] 上述实施例中，环形支架可以采用正弦波结构或锯齿波结构。当环形支架采用正弦波结构时，纵向支撑结构2固定设置在所有环形支架一侧，此时该纵向支撑结构2由另一金属丝制成；当环形支架采用锯齿波结构时，所有环形支架和所有纵向支撑结构2采用同一根金属丝编制而成。

[0032] 上述实施例中，所有横向支撑结构1和纵向支撑结构2均可以采用镍钛合金、医用不锈钢等材料制作而成。

[0033] 上述实施例中，支架主体的谐振频率f：

$$\frac{1}{f} = C_1 N + C_2 n + C_3 l$$

[0035] 式中，N为环形支架的数量、n为环形支架中波形的起伏数量、l为纵向支撑结构2的长度、C<sub>1</sub>、C<sub>2</sub>和C<sub>3</sub>均为正系数。其中，N、n和l越大，谐振频率越小。使用时，由于不能调整支架主体的尺寸，所以通过调整环形支架的数量N、环形支架中波形的起伏数量n以及纵向支撑结构2的长度l来调整支架主体作为天线时的谐振频率。

[0036] 在一个优选的实施例中，集成电路外部包裹有生物可兼容性外壳，生物可兼容性外壳能避免产生人体的排异反应。优选的，生物可兼容性外壳有一定柔韧性，可以弯曲。生物可兼容性外壳的材料优选采用聚二甲基硅氧烷(PDMS)。制作时，可将集成电路放在模具中，用聚二甲基硅氧烷进行填充封装，制备出带生物可兼容性外壳的集成电路。

[0037] 集成电路由柔性电路板和形成在该柔性电路板上由晶圆制成的各模块电路芯片制成，以适应体积限制，并能随覆膜支架形状的变化进行弯曲，但其长度不超过覆膜支架长度，其截面积不超过2mm×1mm。

[0038] 集成电路采用长条形结构，长条形集成电路沿覆膜支架轴向布置。

[0039] 集成电路采用方形结构，包裹在其外部的生物可兼容性外壳采用圆形结构。

[0040] 集成电路采用环形结构，环形集成电路所在平面与覆膜支架的切面平行。

[0041] 基于上述装置，本发明还提供一种基于腹主动脉支架的瘤体阻抗和血流速监测方法。下面通过具体实施例详细说明采用本发明的基于腹主动脉覆膜支架的阻抗和血流速监测装置对腹主动脉瘤患者的阻抗、血流速进行监测的具体过程：

[0042] 1、阻抗测量传感器和血流速传感器分别采集腹主动脉瘤与覆膜支架之间的阻抗信号和血流速信号，并通过数据处理器处理后传输至第一射频收发模块，第一射频收发模块对接收到的阻抗信号和血流速信号进行调制后通过天线发送到外部处理设备。

[0043] 2、接收天线将接收到的阻抗信号和血流速信号经第二射频收发模块进行解调后

并经处理器处理后发送到工作站。

[0044] 在具体实施例中，采用本发明的基于阻抗和血流速测量检测腹主动脉瘤血栓化情况的装置对腹主动脉覆膜支架工作状态进行检测的过程：

[0045] 设置在工作站内的信号处理系统将接收的腹主动脉瘤与覆膜支架之间的阻抗值、血流速值与预设值进行比较判断主动脉瘤血栓化情况，如果在设定时间内阻抗值和血流速值超出预设范围，则判断为腹主动脉瘤仍在继续增生，没有按预期正常血栓化；如果在设定时间内阻抗值和血流速值处于预设范围之内，则判断为腹主动脉瘤正常血栓化，正在逐渐萎缩中。另外，可以根据获取的主动脉瘤的阻抗值和血流速值作为参考值进一步对主动脉瘤的血栓化情况进行判断。

[0046] 上述各实施例仅用于说明本发明，其中各部件的结构、连接方式和制作工艺等都是可以有所变化的，凡是在本发明技术方案的基础上进行的等同变换和改进，均不应排除在本发明的保护范围之外。

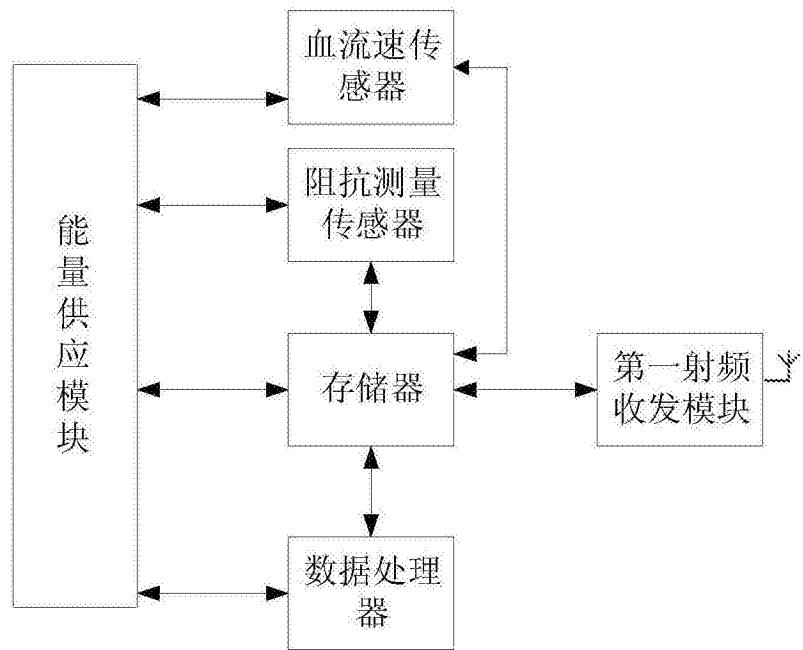


图1

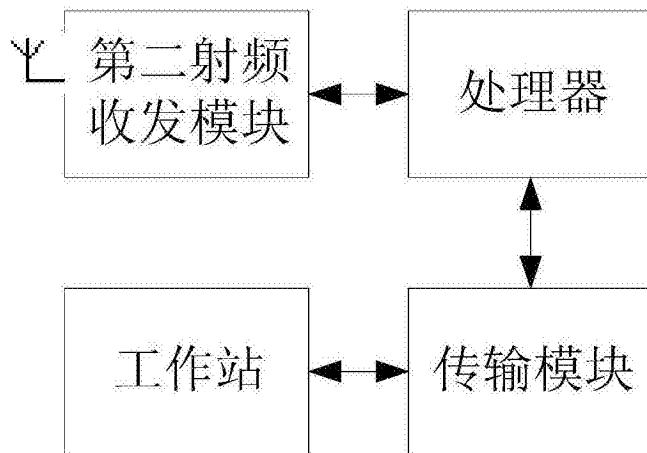


图3

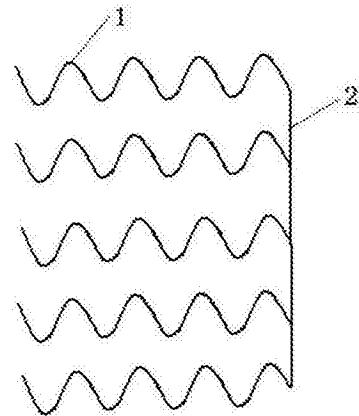


图4

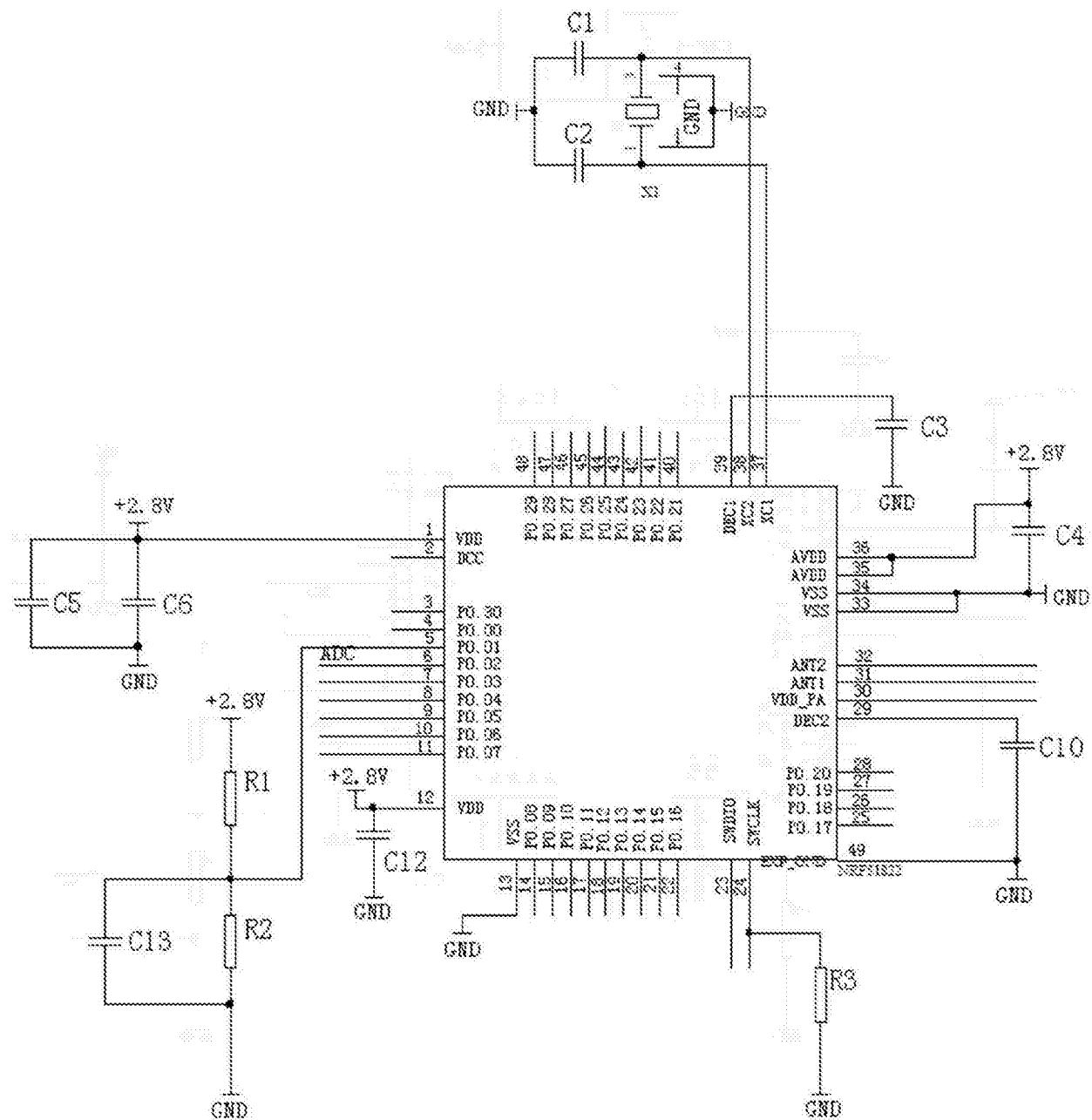


图2

专利名称(译)	基于腹主动脉支架的瘤体阻抗和血流速监测装置及其方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN105832333A</a>	公开(公告)日	2016-08-10
申请号	CN201610396737.9	申请日	2016-06-06
[标]申请(专利权)人(译)	任勇		
申请(专利权)人(译)	任勇		
当前申请(专利权)人(译)	任勇		
[标]发明人	任勇 王景璟 李灿 孟越 马骏 吴巍巍 史清宇 刘磊		
发明人	任勇 王景璟 李灿 孟越 马骏 吴巍巍 史清宇 刘磊		
IPC分类号	A61B5/053 A61B5/0285 A61B5/02 A61B5/00 A61F2/07		
CPC分类号	A61B5/0285 A61B5/0015 A61B5/0031 A61B5/02014 A61B5/0538 A61B5/6862 A61B5/6876 A61F2/07		
代理人(译)	关畅 孙楠		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>		

**摘要(译)**

本发明涉及基于腹主动脉支架的瘤体阻抗和血流速监测装置及其方法，其包括覆膜支架、集成电路和外部处理设备；所述集成电路设置在所述覆膜支架外部，所述集成电路包括能量供应模块、阻抗测量传感器、血流速传感器、存储器、数据处理器和第一射频收发模块；所述能量供应模块用于为所述集成电路供电；所述阻抗测量传感器、血流速传感器将检测到的阻抗信号、血流速信号经所述存储器传输至所述数据处理器，所述数据处理器将阻抗信号和血流速信号转化为数字信号，并加载所述集成电路ID、时间戳信息，通过所述第一射频收发模块将数字信号经所述覆膜支架传输到所述外部处理设备，完成数据测量、信号发射功能。本发明体积小，辐射小，同时可以对患者进行实时监测，可以广泛在腹主动脉瘤的状态监测中应用。

