



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109171680 A

(43)申请公布日 2019.01.11

(21)申请号 201810259911.4

(22)申请日 2018.03.27

(71)申请人 清华-伯克利深圳学院筹备办公室  
地址 518000 广东省深圳市南山区学苑大道1001号南山智园

(72)发明人 钱翔 姜滔 王晓浩 张旻 董瑛  
林立伟

(74)专利代理机构 深圳新创友知识产权代理有限公司 44223

代理人 王震宇

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/026(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

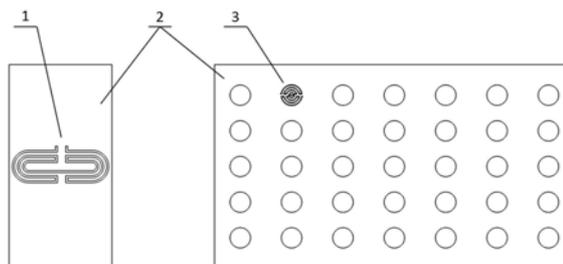
权利要求书1页 说明书7页 附图2页

(54)发明名称

一种可测量心脏动脉旁支血管流量的传感器

(57)摘要

本发明公开了一种可测量心脏动脉旁支血管流量的传感器,包括受控制协同工作的加热部和传感部,使用时所述加热部覆盖在心脏主动脉血管的表面,所述传感部均布在旁支血管组织表面,通过所述加热部对通过心脏主动脉血管的血液加热,并通过所述传感部的传感单元阵列检测被加热的血液流过心脏动脉旁支血管时产生的温度变化信息,基于温度变化信息实现心脏动脉旁支血管流量的测量。本发明的传感器可植入人体,可连续长期检测心脏动脉旁支血管状态,通过同时测量温度、压力、血流量等变量,有效解决心脏搭桥手术后的动脉血管血液循环状态监测问题,为病人的健康提供有效的依据。



1. 一种可测量心脏动脉旁支血管流量的传感器,其特征是,包括受控制协同工作的加热部和传感部,使用时所述加热部覆盖在心脏主动脉血管的表面,所述传感部均布在旁支血管组织表面,通过所述加热部对通过心脏主动脉血管的血液加热,并通过所述传感部的传感单元阵列检测被加热的血液流过心脏动脉旁支血管时产生的温度变化信息,基于温度变化信息实现心脏动脉旁支血管流量的测量;优选地,所述加热部和所述传感部各自具有柔性基底,优选地,所述加热部包括上下两层柔性基底和位于两层柔性基底之间的加热单元,所述传感部包括上下两层柔性基底和位于两层柔性基底之间的传感单元阵列。

2. 根据权利要求1所述的传感器,其特征是,所述柔性基底是柔性聚酰亚胺或PDMS薄膜,所述柔性聚酰亚胺或PDMS薄膜贴合在组织表面随心脏搏动而相应变形。

3. 根据权利要求1所述的传感器,其特征是,所述加热单元和所述传感单元的材料为金(Au)或铂(Pt),所用的导线结构的材料为铜。

4. 根据权利要求1或2所述的传感器,其特征是,所述传感单元为热敏电阻,通过所述热敏电阻实现温度测量,通过所述传感单元阵列的均布实现被测组织表面的温度测量。

5. 根据权利要求1至4任一项所述的传感器,其特征是,所述传感单元在压力作用下发生变形时,几何参数的改变引起电阻值发生变化;通过测量所述传感单元的电阻值改变,测量组织表面的切向应变,进而测量局部组织的压力变化规律;通过测量阵列式均布在待测组织表面的各所述传感单元的阻值改变,测量整个组织的压力分布,从而测量心脏搏动的压力变化规律。

6. 根据权利要求5所述的传感器,其特征是,所述传感单元为曲折蜿蜒走向的金属丝形成的整体上为圆形轮廓的金属线圈,受到变化的压力时,所述金属线圈的几何参数发生改变引起电阻值发生变化。

7. 根据权利要求5或6所述的传感器,其特征是,所述传感部同时检测心脏压力变化规律及热流量引起的温度变化,通过设置所述加热部的时序规律,采用分时复用的时序控制,利用心脏压力变化规律及热流量引起的温度变化的时序的不同进行信号处理,分别得到两个变量;将所述传感部检测的由热流量引起的温度变化信号与心脏压力变化规律产生的温度变化信号有效分开,获得由热流量引起的温度变化信号,并基于由热流量引起的温度变化信号实现心脏动脉旁支血管流量的测量。

8. 根据权利要求1至7任一项所述的传感器,其特征是,所述加热单元为曲折蜿蜒走向的金属丝形成的整体上为跑道形轮廓的金属线圈。

9. 根据权利要求1至8任一项所述的传感器,其特征是,所述传感部测量的温度变化信号通过信号处理和滤波后连接到外部仪器的温度数据标处理,得到传感器的实际检测温度。

10. 一种可测量心脏动脉旁支血管流量的设备,其特征是,包括控制单元、信号采集单元以及如权利要求1至9任一项所述的传感器,所述控制单元与所述传感器的所述加热部相连,所述信号采集单元与所述控制单元及所述传感器的所述传感部相连,所述控制单元控制所述加热部进行加热,所述信号采集单元采集所述传感部的测量信号。

11. 一种测量心脏动脉旁支血管流量的方法,其特征是,使用如权利要求1至9任一项所述的传感器进行心脏动脉旁支血管流量测量。

## 一种可测量心脏动脉旁支血管流量的传感器

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种可测量心脏动脉旁支血管流量的传感器。

### 背景技术

[0002] 可植入设备经过六、七十年的发展,已经在人体健康检测治疗中得到广泛的应用,目前主要应用的设备为起脏起搏器、人造骨骼以及一系列医疗辅助设备。可植入设备通常受到体积、功耗、数据传输等因素的影响,而这些因素都可以通过发展基于MEMS技术的设备来避免。近年来,基于MEMS的可植入设备取得巨大的发展,在美国正在以每年8%~10%的速度发展MEMS可植入设备。随着电子技术、材料科学、加工设备工艺等的发展,MEMS技术正迎来它的爆发期,我们相信基于MEMS的可植入式设备是未来医疗的主流发展方向。

[0003] 血流是人体的一个基本要素,在人体中充当“高速公路”运输着氧气、营养、药物和热量,在人体的循环运行中起着至关重要的作用,而这些循环,包括在各种尺寸的血管中运行都是靠血流的灌注来实现的。因此,检测血流的灌注量对人体健康是非常有必要的。特别的,在心脏的血流循环系统中,灌注率的异常通常意味着人体生命健康的危险。当人体心脏动脉血管堵塞时,通常的解决手段是通过搭桥手术,即重新引入另外一根血管,绕开问题血管,将血流引入下流的旁支血管中,使整个循环畅通,而在搭桥手术后,一个重要的问题是搭桥的血管是否有效导通,保证下流旁支血管的血流供应。面对这个问题,现有的解决方案通常是使用超声多普勒技术检测血流速度,该技术有以下几个问题:首先,超声多普勒技术受到微波入射角的影响,且影响非常大,在实际测量中,设备探头与动脉血管的相对移动通常会使得检测结果发生巨大的误差,此时通常需要经验的医生规避错误测量结果,大大限制了设备使用的有效性;其次,超声设备通常巨大,使用时非常不方便,且只能在术中使用,而术后,当人体缝合后的危险期是无法有效监测的;在这种情况下,一个可植入人体的,可长期连续监测的,有效测量搭桥手术后的心脏动脉血管血流量的传感器就显得非常有必要。

### 发明内容

[0004] 本发明的主要目的在于克服现有技术的不足,提供一种可测量心脏动脉旁支血管流量的传感器。

[0005] 为实现上述目的,本发明采用以下技术方案:

[0006] 一种可测量心脏动脉旁支血管流量的传感器,包括受控制协同工作的加热部和传感部,使用时所述加热部覆盖在心脏主动脉血管的表面,所述传感部均布在旁支血管组织表面,通过所述加热部对通过心脏主动脉血管的血液加热,并通过所述传感部的传感单元阵列检测被加热的血液流过心脏动脉旁支血管时产生的温度变化信息,基于温度变化信息实现心脏动脉旁支血管流量的测量。

[0007] 进一步地:

[0008] 所述加热部和所述传感部各自具有柔性基底。

[0009] 所述加热部包括上下两层柔性基底(2)和位于两层柔性基底之间的加热单元,所

述传感部包括上下两层柔性基底和位于两层柔性基底之间的传感单元阵列。

[0010] 所述柔性基底是柔性聚酰亚胺或PDMS薄膜,所述柔性聚酰亚胺或PDMS薄膜贴合在组织表面随心脏搏动而相应变形。

[0011] 所述加热单元和所述传感单元的材料为金(Au)或铂(Pt),所用的导线结构的材料为铜。

[0012] 所述传感单元为热敏电阻,通过所述热敏电阻实现温度测量,通过所述传感单元阵列的均布实现被测组织表面的温度测量。

[0013] 所述传感单元在压力作用下发生变形时,几何参数的改变引起电阻值发生变化;通过测量所述传感单元的电阻值改变,测量组织表面的切向应变,进而测量局部组织的压力变化规律;通过测量阵列式均布在待测组织表面的各所述传感单元的阻值改变,测量整个组织的压力分布,从而测量心脏搏动的压力变化规律。

[0014] 所述传感单元为曲折蜿蜒走向的金属丝形成的整体上为圆形轮廓的金属线圈,受到变化的压力时,所述金属线圈的几何参数发生改变引起电阻值发生变化。

[0015] 所述传感部同时检测心脏压力变化规律及热流量引起的温度变化,通过设置所述加热部的时序规律,采用分时复用的时序控制,利用心脏压力变化规律及热流量引起的温度变化的时序的不同进行信号处理,分别得到两个变量;将所述传感部检测的由热流量引起的温度变化信号与心脏压力变化规律产生的温度变化信号有效分开,获得由热流量引起的温度变化信号,并基于由热流量引起的温度变化信号实现心脏动脉旁支血管流量的测量。

[0016] 所述加热单元为曲折蜿蜒走向的金属丝形成的整体上为跑道形轮廓的金属线圈。

[0017] 所述传感部测量的温度变化信号通过信号处理和滤波后连接到外部仪器的温度数据标处理,得到传感器的实际检测温度。

[0018] 一种可测量心脏动脉旁支血管流量的设备,包括控制单元、信号采集单元以及所述的传感器,所述控制单元与所述传感器的所述加热部相连,所述信号采集单元与所述控制单元及所述传感器的所述传感部相连。所述控制单元控制所述加热部进行加热,所述信号采集单元采集所述传感部的测量信号。

[0019] 一种可测量心脏动脉旁支血管流量的方法,使用所述的传感器进行心脏动脉旁支血管流量测量。

[0020] 本发明具有如下有益效果:

[0021] 本发明提供的可测量心脏动脉旁支血管流量的传感器,是一种MEMS传感器,其具有受控制协同工作的加热部和传感部,使用时所述加热部覆盖在心脏主动脉血管的表面,所述传感部均布在旁支血管组织表面,通过所述加热部对通过心脏主动脉血管的血液加热,并通过所述传感部的传感单元阵列检测被加热的血液流过心脏动脉旁支血管时产生的温度变化信息,基于温度变化信息实现心脏动脉旁支血管流量的测量,由此,本发明可用于人体心脏搭桥手术后,搭桥动脉旁支血管流通情况的检测,具体地,可利用温度场及传感部的电阻值变化,利用分时复用原理,同时检测心脏的温度、压力及旁支血管流量。

[0022] 本发明的传感器可植入人体,可连续长期检测心脏动脉旁支血管状态,通过同时测量温度、压力、血流量等变量,有效解决心脏搭桥手术后的动脉血管血液循环状态监测问题,为病人的健康提供有效的依据。

[0023] 本发明的传感器可以同时测量心脏局部温度、压力及血管中血流量的传感器。首先它可以通过温度场,测量流经血管的血流量,有效评估心脏搭桥手术后,新引入的血管对于血流导通的效果。其次,压力和温度都是对于心脏非常重要的变量,通过传感部尤其是阵列结构的传感部,可以有效同时测量这几个变量,由此,将传感器植入人体后可连续监测多个变量,时效性更强,监测更完全,靠近被测量物,数据可靠性更高,实现对术后心脏状态进行准确的综合评估。且可利用MEMS的工艺减小装置的复杂性,且成本更低。

[0024] 优选方案中传感器采用阵列式,优点在于测量到的变量是一个平面的变量,通过数据处理,可以得到平面的压力分布,温度分布以及血管的形状分布,通过成像更直观的表达测试效果。

[0025] 优选方案中采用双层柔性基底,不仅可以有效包裹传感器结构,而且可以紧密附着在组织表面,随组织有效变形,结构性能优越,其效果甚至可以堪比皮肤局部的纹身,显著提高实施测量的便利性及测量的准确性。

### 附图说明

[0026] 图1是本发明具体实施例的可测量心脏动脉旁支血管流量的传感器的正视图,图中左侧部分所示为传感器的加热部,右侧部分所示为传感器的传感部;

[0027] 图2是本发明具体实施例的可测量心脏动脉旁支血管流量的传感器的俯视图,图中左侧部分所示为传感器的加热部,右侧部分所示为传感器的传感部;

[0028] 图3是本发明具体实施例的可测量心脏动脉旁支血管流量的传感器的加热部和传感部的单元结构示意图,图中左侧部分所示为加热单元,右侧部分所示为传感单元;

[0029] 图4是本发明具体实施例的可测量心脏动脉旁支血管流量的传感器的测量时的分时复用时序原理图。

[0030] 附图标记说明:

[0031] 1——加热部

[0032] 2——柔性基底

[0033] 3——传感部。

### 具体实施方式

[0034] 本发明的上述目的、特征和优点能够更加明显易懂,下面将结合附图和具体的实施对本发明的技术方案进行详细说明。需要指出的是,所描述的实施例仅仅是本发明的一部分实施例,而不是全部的实施例,基于本发明中的实施例,本领域的技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0035] 需要说明,本发明实施例中所有方向性指示(诸如上、下、左、右、前、后)仅用于解释在某一特定姿态(如附图所示)下各部件之间的相对位置关系,运动情况等,如果该特定姿态发生改变时,则该方向性指示也相应地随之改变。

[0036] 参阅图1至图3,在一种实施例中,一种可测量心脏动脉旁支血管流量的传感器,包括受控制协同工作的加热部1和传感部3,图1和图2中左侧部分所示为传感器的加热部,右侧部分所示为传感器的传感部;使用时所述加热部1覆盖在心脏主动脉血管的表面,所述传感部3均布在旁支血管组织表面,通过所述加热部1对通过心脏主动脉血管的血液加热,并

通过所述传感部3的传感单元阵列检测被加热的血液流过心脏动脉旁支血管时产生的温度变化信息,基于温度变化信息实现心脏动脉旁支血管流量的测量。

[0037] 在优选实施例中,加热部1和传感部3各自设置在柔性基底2上。在一种优选实施例中,所述加热部1包括上下两层柔性基底2和位于两层柔性基底2之间的加热单元。所述传感部3包括上下两层柔性基底2和位于两层柔性基底2之间的传感单元阵列。柔性基底也可以采用其他形式,将加热部1和传感部3有效包裹。

[0038] 具体地,传感部3可以是以柔性聚酰亚胺(PI)为基底,在所述基底上设置金属丝传感单元阵列,传感单元阵列中的单元可以是曲折蜿蜒走向(蛇形)的金属线圈,每个单元整体轮廓为圆形,各单元之间是有效间隔排布的,等距排列形成心脏表面的覆盖测量。金属丝可以通过热敏特性,有效测量温度的变化;同时,柔性基底可以保证传感单元阵列随着心脏搏动发生等效变形,基于变形导致的电阻改变,可有效测量切向应变,以此测量心脏的压力变化规律;此外,传感单元阵列分布在心脏旁支血管的表面,通过对主动脉的血流加热,热敏金属线圈可有效实现对血管表面的血流分布测量。心脏搏动的频率是相对固定的,通过改变主动脉的加热器激励,实现时序控制,可有效分开流量信号与搏动压力信号,实现分时复用的信号测量。所述加热部1和传感部3分布在两个单独的柔性基底2上,工作时,所述加热部1覆盖在心脏主动脉血管的表面,所述传感部3均布在旁支血管组织表面,通过加热部1的开关,完成对血液的瞬时加热,在传感部3端,检测温度变化,即可完成流量检测。

[0039] 优选的实施例中,传感单元的金属丝材料通常为金(Au)和铂(Pt)。所述金属丝材料充当热敏电阻,受不同温度影响时,所述热敏电阻会发生阻值改变,通过标定所述热敏电阻的阻值,实现所述传感单元的温度测量。所述传感单元均布在组织表面,其特征为通过均布,完成组织表面的温度成像。

[0040] 优选的实施例中,所述柔性基底采用聚酰亚胺,具有良好的材料特性,可贴合在组织表面随心脏搏动而变形,而所述传感单元为曲折蜿蜒(蛇形)的金属丝,形成圆形轮廓线圈,发生变形时,金属线圈的几何参数会发生改变,进而电阻值发生变化,通过测量所述传感单元的阻值改变,测量组织表面的切向应变,进而测量局部组织的压力变化规律;所述传感单元是均布在组织表面的,其特征为通过阵列式的均布,有效测量整个组织的压力分布,得出心脏搏动的压力规律。

[0041] 加热单元工作时包裹在搭桥后的血管表面,给金属丝恒定电流以加热金属丝,当血流通过血管时被加热;而传感单元均布在旁支血管的表面,被加热的血液流过时,通过热传导和热对流,血液的流量会通过热能的形式被所述传感单元检测到,最终引起温度的变化,达到检测目的。

[0042] 所述传感单元可以同时检测心脏压力变化规律及热流量引起的温度变化,利用两者时序的不同进行信号处理,分别得到两个变量;心脏压力变化规律对独立个体是相对固定的,而血液流量引起的热变化则受所述加热单元影响,加热单元的激励信号规律决定了传感单元检测信号的规律,因此,通过编辑所述加热单元的时序规律,可使其与压力变化规律的信号有效分开。通过分时复用的时序控制方式提取有效区分,检测出血液流量。

[0043] 其中所述传感单元采集的信号变化规律,通过信号处理、滤波后可与商业仪器的温度数据标定,得到传感器的实际检测温度。

[0044] 在一些实施例中,一种可同时测量心脏表面温度、压力、血流量的MEMS传感器,包

括聚酰亚胺/PDMS的柔性基底、多个传感单元、加热单元和连接导线,所述柔性基底为微米级别的厚度,可以附着在组织表面随之变形,所述金属结构为曲折蜿蜒状(蛇形)结构,其主要表现为电阻,通过测量电阻变化来完成测量,而整体的测量是通过多个传感单元实现。所述传感单元为等距均布的结构,通过均布在组织表面,可以实现对压力、温度和流量等变量的成像。所述柔性基底为上下两层,所述传感单元包裹在两层柔性基底之间。所述加热单元为与传感单元独立的部分,使用时,所述加热单元被恒定直流电流源加热,覆盖在动脉血管表面,有效加热流过的血流,为所述传感单元的测量形成热激励。

[0045] 所述柔性基底为聚酰亚胺或PDMS,其制备过程通过在硬基板上旋涂液态的基底液,得到厚度为1~2 $\mu\text{m}$ 的薄膜层,而后进行阶段性的高温退火处理,得到固化厚的柔性薄膜,其具有良好的耐高温,耐腐蚀,电绝缘性以及较高的拉伸强度,可以有效满足应用在人体,随组织贴合的要求。工作时它分为顶层和底层两层,包裹住传感器关键部件,构成整体的柔性功能。

[0046] 所述加热单元为热阻材料,主要为金属构成,当通过直流电流时,能够产生热量,作为热源起到加热的目的。通过控制直流电流的大小和时长,可以有效控制加热的效果,方便了传感器的应用。

[0047] 所述传感单元为金属构成,通过电子束加工蒸镀在柔性基底上,而后通过湿法刻蚀形成想要的结构,导线结构也是通过同样的加工步骤,考虑到传感单元需要与导线结构的电阻不同,通常采用多层金属堆叠的方式,传感单元通常为Au和Pt,而导线通常为Cu,传感单元是阵列式的覆盖在待测物体表面的,这样可以测量面积上的变量,更准确反应实际效果。

[0048] 所述传感单元测量温度时,充当热敏材料,贴合在组织表面,当热量改变时,热胀冷缩,金属的电阻值发生改变,通过测量电阻值的改变来反应温度的变化,最后标定电阻值与温度值的关系即可得到实际测量的温度。

[0049] 所述传感单元测量压力时,由于形状是曲折蜿蜒状(蛇形)的,当心脏搏动变形时,柔性基底随之变形,则曲折蜿蜒状(蛇形)的金属丝发生变形,此时可有效测量切向的应变,应变对应着心脏压力的大小,同时,传感器将应变通过电阻值的改变传导出来,通过标定电阻值与压力大小的关系,即可完成压力的测量,压力变化规律在同一个个体内,通常是相对固定的。

[0050] 所述传感单元测量血流量时,通过加热单元将动脉血流加热,而后当加热后的血流流入旁支血管时,由于热对流和热传导,传感单元受热量的影响,表现为不同的电阻值改变,通过测量电阻值的改变,可以有效反应流入的血流量大小,进而可有效评估搭桥手术的效果;通过改变加热单元的热能及时间,可以改变传感单元测量到的信号强度及形状。

[0051] 所述传感器采用分时复用方式测量信号:同一种传感单元阵列结构,可以同时测量温度,压力和血流量的变化,热量的测量主要通过数据的标定完成,而压力和血流量的信号通常是同时存在的,考虑到压力变化的规律是相对固定的,而血流量信号的检测收到加热单元的电流大小和加热时间的限制,因此可通过改变直流电流大小和时间来改变测量到的信号形状,进而将血流量信号与压力信号有效分离。

[0052] 如图1至图3所示,在一优选实施例中,一种柔性基底聚酰亚胺上的传感单元阵列,上下两层柔性基底和中间的金属传感器结构,所述加热单元和传感单元放置在柔性基底之

间,所述加热单元为金属热阻材料,结构尺寸较大,可以包裹住心脏动脉血管有效加热,且为两根金属连接线,使用时,通过给金属线通直流电,起到加热的效果。而所述传感单元与加热单元结构相似,如图3所示,均为曲折蜿蜒状(蛇形)结构,但是分属于两块柔性基底上,传感单元的曲折蜿蜒状(蛇形)金属丝,使用时可以测量切向的应变,有效反应压力变化的情况,通过阵列式的分布,可以同时测量面积上的变量分布情况,形成面积上的变量成像,有效表达变量情况;通过金属曲折蜿蜒(蛇形)结构,可以同时测量温度、压力以及血流量,是一种结构简单,使用方便且功能集成的传感器设计。

[0053] 优选的实施例中,所述传感单元柔性基底的长宽分别为70mm及20mm,可以覆盖待测的旁支血管区域,有效监测待测区。

[0054] 优选的实施例中,所述加热单元有效覆盖在搭桥动脉血管表面,柔性基底的长宽均为20mm,加热单元的长宽分别为10mm及5mm。

[0055] 优选的实施例中,所述传感单元为直径0.5mm到1mm的曲折蜿蜒状(蛇形)金属线圈,结构原理如图3所示,曲折蜿蜒(蛇形)金属线的宽度及间隔均为10 $\mu$ m,增加了电阻值,增加了传感器的灵敏度。

[0056] 优选的实施例中,加热和传感单元的金属材料可为铂(Pt)或者金(Au)

[0057] 优选的实施例中,导线的宽度为100~200 $\mu$ m,增加了导线的尺寸,减小了导线电阻,减少了导线的电阻对测量结果的影响,导线的形状为弯曲的蛇形线,目的是随柔性基底而变形,不会影响导通功能。

[0058] 优选的实施例中,曲折蜿蜒(蛇形)结构测量切向应变,公式如下:

$$[0059] \quad \varepsilon_t = \frac{3}{8} \frac{P}{E_d d^2} (1 - \nu_d^2) (R^2 - r^2)$$

[0060] 其中,P为压力大小, $E_d$ 为杨氏模量, $\nu_d$ 为材料的泊松比,d为待测材料的厚度,R为圆形区域半径,r为离圆形区域中心点的半径大小

[0061] 优选的实施例中,传感单元金属层的厚度为100~150nm,而导线的金属层厚度为600~650nm,进一步增加了单位长度的电阻值差,提高了信噪比。

[0062] 优选的实施例中,测量心脏旁支血管血流量时,其遵循热传导和热对流的原理,对单一血管而言,其遵循以下的生物热方程原理:

$$[0063] \quad \frac{d^2 T}{dx^2} + \frac{\dot{q}_m + \dot{q}_p}{k} = 0$$

$$[0064] \quad \dot{q}_p = \omega \rho_b c_b (T_a - T)$$

[0065] 带入方程,可得,

$$[0066] \quad \frac{d^2 T}{dx^2} + \frac{\dot{q}_m + \omega \rho_b c_b (T_a - T)}{k} = 0$$

[0067] 其中, $\dot{q}_m$ 为生物组织代谢热源, $\dot{q}_p$ 为血液灌注热源, $\omega$ 为灌注率( $m^3/s$ )  $T_a$ 为动脉组织的温度,而T为局部组织的温度。

[0068] 优选的实施例中,所述传感器测量温度时,通过与商用仪器对比,标定特定温度下的电阻值,利用金属电阻值随温度变化的线性区,可得到传感器测量温度的功能。同时,阵列的传感器通过对数据点的插值,可以得到面积上的温度分布,形成热成像功能。

[0069] 优选的实施例中,所述传感器测量压力分布时,同样可以通过金属材料应变,引起电阻值的变化得到压力分布值,形成测量区域的压力分布值,测量心脏搏动的压力规律。

[0070] 优选的实施例中,测量血流量时,通过控制所述加热单元的激励信号幅值及时间长度,可得到不同的激励大小,传感单元测得的信号形状会发生变化。

[0071] 优选的实施例中,所述的分时复用原理如下图4所示,心脏搏动的压力变化规律是相对固定的,而加热单元的激励信号规律是可改变的,如图4中间所示;实际测量时,传感单元检测到的信号为压力信号与血流热信号叠加的结果,如图4上部所示,叠加的信号通过简单的滤波及信号处理可以很容易得到不同的测量变量,此为分时复用的方法,用同一种传感器结构可测出不同的变量。

[0072] 综上所述,本发明实现了一种可同时测量心脏表面温度、压力及血管血流量的传感器,通过聚酰亚胺/PDMS的柔性基底,金属薄层作为敏感材料,可以紧密贴附在生物组织表面,随生物组织变动,并准确测量信号变化;金属薄层通过电阻改变,可同时测量多个变量,是一种结构简单、使用方便、测量有效的传感器方案设计。

[0073] 以上内容是结合具体/优选的实施方式对本发明所作的进一步详细说明,不能认定本发明的具体实施只局限于这些说明。对于本发明所属技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,其还可以对这些已描述的实施方式做出若干替代或变型,而这些替代或变型方式都应当视为属于本发明的保护范围。

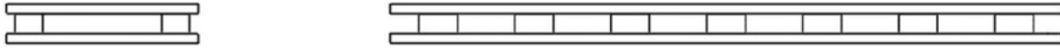


图1

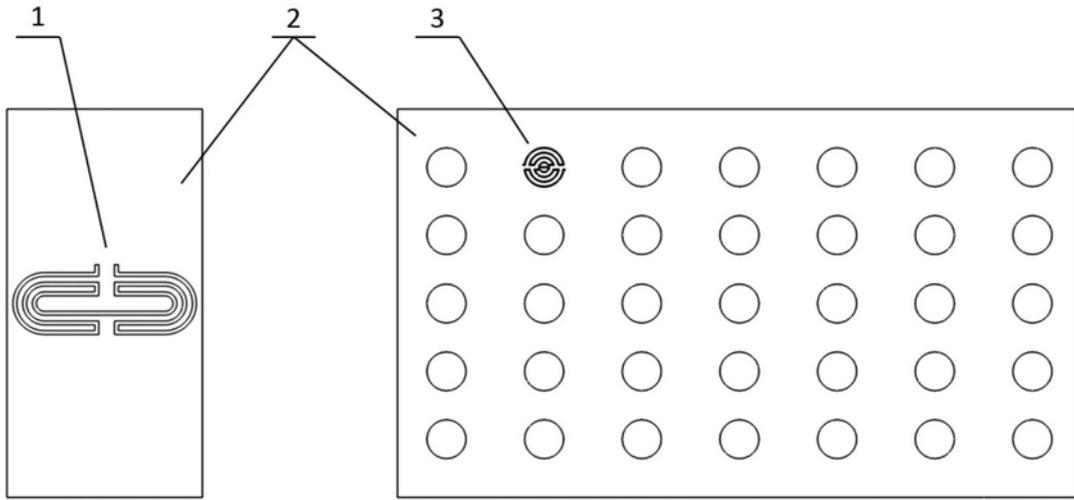


图2

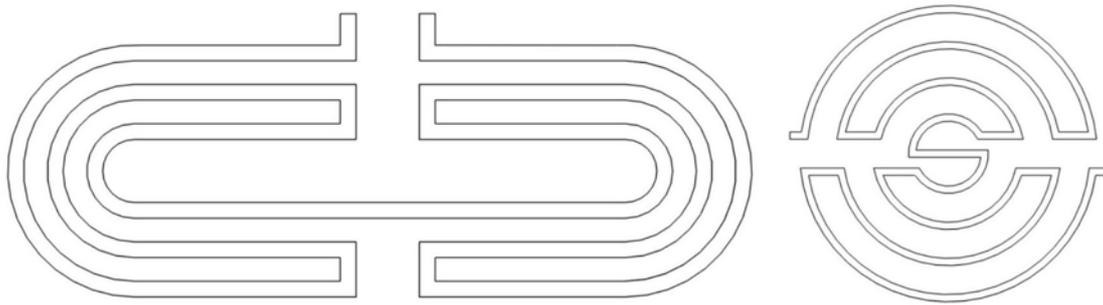


图3

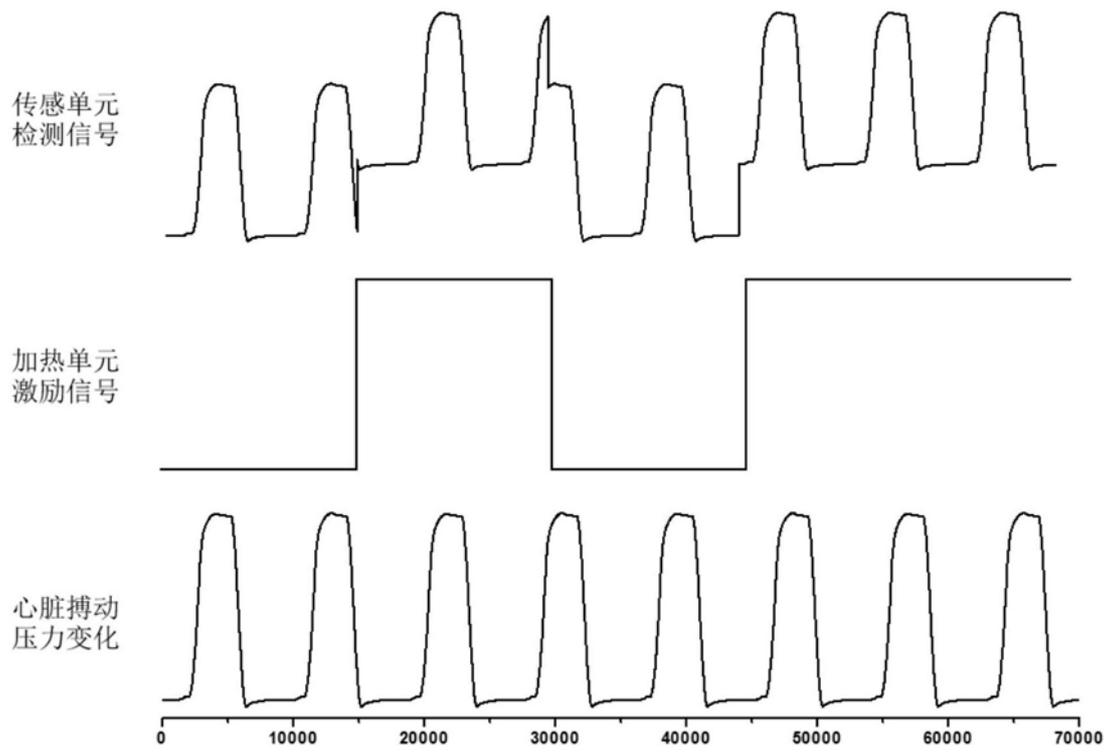


图4

专利名称(译)	一种可测量心脏动脉旁支血管流量的传感器		
公开(公告)号	<a href="#">CN109171680A</a>	公开(公告)日	2019-01-11
申请号	CN201810259911.4	申请日	2018-03-27
[标]申请(专利权)人(译)	清华伯克利深圳学院筹备办公室		
申请(专利权)人(译)	清华-伯克利深圳学院筹备办公室		
当前申请(专利权)人(译)	清华-伯克利深圳学院筹备办公室		
[标]发明人	钱翔 姜滔 王晓浩 张旻 董瑛 林立伟		
发明人	钱翔 姜滔 王晓浩 张旻 董瑛 林立伟		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/026 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02055 A61B5/026 A61B5/6846 A61B5/6869		
代理人(译)	王震宇		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种可测量心脏动脉旁支血管流量的传感器，包括受控制协同工作的加热部和传感部，使用时所述加热部覆盖在心脏主动脉血管的表面，所述传感部均布在旁支血管组织表面，通过所述加热部对通过心脏主动脉血管的血液加热，并通过所述传感部的传感单元阵列检测被加热的血液流过心脏动脉旁支血管时产生的温度变化信息，基于温度变化信息实现心脏动脉旁支血管流量的测量。本发明的传感器可植入人体，可连续长期检测心脏动脉旁支血管状态，通过同时测量温度、压力、血流量等变量，有效解决心脏搭桥手术后的动脉血管血液循环状态监测问题，为病人的健康提供有效的依据。

