



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107822594 A

(43)申请公布日 2018.03.23

(21)申请号 201710896666.3

(22)申请日 2017.09.28

(71)申请人 莆田学院

地址 351100 福建省莆田市城厢区学园中
街1133号

(72)发明人 李同彬 李文芳

(74)专利代理机构 福州元创专利商标代理有限
公司 35100

代理人 蔡学俊 丘鸿超

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

G16H 50/50(2018.01)

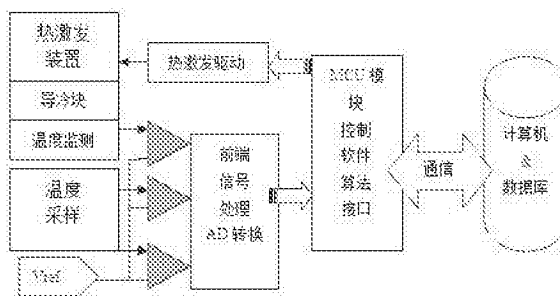
权利要求书4页 说明书11页 附图2页

(54)发明名称

一种脑脊液分流流量检测系统及方法

(57)摘要

本发明涉及一种脑脊液分流流量检测系统及方法。包括MCU模块及与该MCU模块连接的计算机、信号处理模块、热激发驱动模块,所述热激发驱动模块还经制冷模块连接有导热装置,所述信号处理模块还连接有信号采集模块;MCU模块通过热激发驱动模块控制制冷模块工作,通过导热装置传导热激发信号,从而改变热激发点脑脊液温度;而后,信号采集模块采集采样点脑脊液温度信号,信号处理模块进行信号预处理和A/D转换,传输给MCU模块,计算脑脊液分流流量,并上传计算数据至计算机。本发明首创应用热传导技术于脑脊液分流流量检测,可以模拟检测患者在任何条件下的脑脊液分流流量,比现有X-CT和MRI设备效率高,省钱,无辐射,另外本申请仅需采用一个采样点即可实现脑脊液分流流量的检测。



1. 一种脑脊液分流流量检测系统,其特征在于:包括MCU模块及与该MCU模块连接的计算机、信号处理模块、热激发驱动模块,所述热激发驱动模块还经制冷模块连接有导热装置,所述信号处理模块还连接有信号采集模块;MCU模块通过热激发驱动模块控制制冷模块工作,通过导热装置传导热激发信号,从而改变热激发点脑脊液温度;而后,信号采集模块采集采样点脑脊液温度信号,信号处理模块进行信号预处理和A/D转换,传输给MCU模块;所述MCU与计算机构成分布式系统,系统中MCU是下位机,计算机是上位机。

2. 根据权利要求1所述的一种脑脊液分流流量检测系统,其特征在于:所述热激发点、采样点各为一个。

3. 根据权利要求1所述的一种脑脊液分流流量检测系统,其特征在于:所述导热装置产生的热激发信号是通过作用于埋设于人体皮肤下的分流管的脑脊液,具体为分流管的热激发点处的脑脊液,从而改变热激发点处的脑脊液温度;该热激发过程可以是直接的,也可以是间接的。

4. 根据权利要求1所述的一种脑脊液分流流量检测系统,其特征在于:所述采用热传导流量数学模型计算脑脊液分流流量具体方式如下:

为叙述简便直接,可设热激发点、采样点皮肤层均匀且各项同性,忽略毛细血管和人体热源影响,建立热传导数学模型为齐次偏微分方程:

$$\frac{\partial u}{\partial t} = a^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (1)$$

$$\frac{\partial u}{\partial t} = b^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (2)$$

$$\text{和} \frac{\partial u}{\partial t} = d^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (3)$$

其中, $a^2 = \frac{k_a}{c_a \cdot \rho_a}$, $b^2 = \frac{k_b}{c_b \cdot \rho_b}$, $d^2 = \frac{k_d}{c_d \cdot \rho_d}$, a是皮肤比热 c_a 、密度 k_a 、热传导

系数 ρ_a 组成的常数;b是脑脊液比热 c_b 、密度 k_b 、热传导系数 ρ_b 组成的常数;d是导管壁比热 c_d 、密度 k_d 、热传导系数 ρ_d 组成的常数;u(x,y,z,t)为皮肤解剖结构分层温度场中皮肤任一点G(x,y,z),在时刻t时的温度值;

忽略热能侧面流动部位影响,则方程(1)、(2)、(3)可简化为垂直于皮肤方向和沿分流管线方向的一维热传导方程:

$$\frac{\partial u}{\partial t} = a^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} \quad (4)$$

$$\frac{\partial u}{\partial t} = b^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} \quad (5)$$

$$\text{和} \frac{\partial u}{\partial t} = d^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} \quad (6)$$

通过方程(4)、(5)、(6),即可得皮肤热传导时间 τ_a ,分流管热传导时间 τ_d ,脑脊液温度变化热传导时间 τ_b ,脑脊液流动时间 τ_0 ,和热激发开始至采样结束的时间 τ_c 之间,有

$$\tau_c = 2\tau_a + \tau_b + 2\tau_d + \tau_0 \quad (7)$$

已知分流管半径 r ,热激发与采样点间距离 l ,即可得出脑脊液流速 v 和流量 m :

$$v = l / (\tau_c - 2\tau_a - 2\tau_d - \tau_b) \quad (8)$$

$$m = \pi r^2 v \quad (9)。$$

5. 根据权利要求4所述的一种脑脊液分流流量检测系统,其特征在于:若考虑毛细血管和人体内部热源,及其热能侧面流动部位影响:

$$f(x, y, z, t) = \frac{F(x, y, z, t)}{c\rho}$$

其中, $F(x, y, z, t)$ 为单位时间内人体内部单位体积中所产生的热量和外部热交换量之和;

则相应的热传导流量数学模型(1)-(6)应为非齐次热传导方程:

$$\frac{\partial u}{\partial t} = a^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) + f(x, y, z, t) \quad (10)$$

$$\text{及} \frac{\partial u}{\partial t} = b^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) + f(x, y, z, t) \quad (11)$$

$$\frac{\partial u}{\partial t} = d^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) + f(x, y, z, t) \quad (12)$$

$$\frac{\partial u}{\partial t} = a^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + f(x, t) \quad (13)$$

$$\text{及} \frac{\partial u}{\partial t} = b^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + f(x, t) \quad (14)$$

$$\frac{\partial u}{\partial t} = d^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + f(x, t) \quad (15)$$

若考虑导热分层的影响,则以上热传导方程就是一个已知物体在边界上的温度状况或热交换情况,以及已知物体在初始时刻的温度,来求解物体在以后时刻的温度的问题。

6. 一种脑脊液分流流量检测方法,其特征在于:设置热激发点、采样点,在热激发点产生热激发信号,从而改变热激发点脑脊液温度,而后在采样点采样脑脊液温度信号,最后根据采样的脑脊液温度信号,通过采用热传导流量计算方法计算脑脊液分流流量。

7. 根据权利要求6所述的一种脑脊液分流流量检测方法,其特征在于:所述热激发点、采样点各为一个。

8. 根据权利要求6所述的一种脑脊液分流流量检测方法,其特征在于:所述热激发信号是通过作用于埋设于人体皮肤下的分流管的脑脊液,具体为分流管的热激发点处的脑脊液,从而改变热激发点处的脑脊液温度;该热激发过程可以是直接的,也可以是间接的。

9. 根据权利要求6所述的一种脑脊液分流流量检测方法,其特征在于:所述采用热传导流量计算方法计算脑脊液分流流量的具体方式如下,

为叙述简便直接,可设热激发点、采样点皮肤层均匀且各项同性,忽略毛细血管和人体热源影响,建立热传导数学模型为齐次偏微分方程:

$$\frac{\partial u}{\partial t} = a^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (1)$$

$$\frac{\partial u}{\partial t} = b^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (2)$$

$$\text{和} \frac{\partial u}{\partial t} = d^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (3)$$

其中, $a^2 = \frac{k_a}{c_a \cdot \rho_a}$, $b^2 = \frac{k_b}{c_b \cdot \rho_b}$, $d^2 = \frac{k_d}{c_d \cdot \rho_d}$, a是皮肤比热 c_a 、密度 k_a 、热传导

系数 ρ_a 组成的常数;b是脑脊液比热 c_b 、密度 k_b 、热传导系数 ρ_b 组成的常数;d是导管壁比热 c_d 、密度 k_d 、热传导系数 ρ_d 组成的常数;u(x,y,z,t)为皮肤解剖结构分层温度场中皮肤任一点G(x,y,z),在时刻t时的温度值;

忽略热能侧面流动部位影响,则方程(1)、(2)、(3)可简化为垂直于皮肤方向和沿分流管线方向的一维热传导方程:

$$\frac{\partial u}{\partial t} = a^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} \quad (4)$$

$$\frac{\partial u}{\partial t} = b^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} \quad (5)$$

$$\text{和} \frac{\partial u}{\partial t} = d^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} \quad (6)$$

通过方程(4)、(5)、(6),即可得皮肤热传导时间 τ_a ,分流管热传导时间 τ_d ,脑脊液温度变化热传导时间 τ_b ,脑脊液流动时间 τ_0 ,和热激发开始至采样结束的时间 τ_c 之间,有

$$\tau_c = 2\tau_a + \tau_b + 2\tau_d + \tau_0 \quad (7)$$

已知分流管半径r,热激发与采样点间距离l,即可得出脑脊液流速v和流量m:

$$v = l / (\tau_c - 2\tau_a - 2\tau_d - \tau_b) \quad (8)$$

$$m = \pi r^2 v \quad (9)。$$

10. 根据权利要求9所述的一种脑脊液分流流量检测系统,其特征在于:若考虑毛细血

管和人体内部热源,及其热能侧面流动部位影响:

$$f(x, y, z, t) = \frac{F(x, y, z, t)}{c\rho}$$

其中, $F(x, y, z, t)$ 为单位时间内人体内部单位体积中所产生的热量和外部热交换量之和;

则相应的热传导流量数学模型 (1) - (6) 应为非齐次热传导方程:

$$\frac{\partial u}{\partial t} = a^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) + f(x, y, z, t) \quad (10)$$

$$\text{及} \frac{\partial u}{\partial t} = b^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) + f(x, y, z, t) \quad (11)$$

$$\frac{\partial u}{\partial t} = d^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) + f(x, y, z, t) \quad (12)$$

$$\frac{\partial u}{\partial t} = a^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + f(x, t) \quad (13)$$

$$\text{及} \frac{\partial u}{\partial t} = b^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + f(x, t) \quad (14)$$

$$\frac{\partial u}{\partial t} = d^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + f(x, t) \quad (15)$$

若考虑导热分层的影响,则以上热传导方程就是一个已知物体在边界上的温度状况或热交换情况,以及已知物体在初始时刻的温度,来求解物体在以后时刻的温度的问题。

一种脑脊液分流流量检测系统及方法

技术领域

[0001] 本发明属于热力学和信息科学技术在生物医学上的应用,具体涉及一种脑脊液分流流量检测系统及方法。

背景技术

[0002] 脑积水,即循环于蛛网膜(granulations)下腔包围着脑部与脊髓的脑脊液异常增加或累积,导致脑脊液压迫脑部,使穿越枕骨大孔的延髓受损的一种疾病。

[0003] 脑脊液分流术是治疗脑积水效果明显的一种脑神经外科手术,如图1中植入人体内的管线部分所示。在脑室插入硅胶导管,用置入的一组单向阀把流通梗阻于蛛网膜的多余脑脊液排入腹腔,被再吸收。

[0004] 手术能迅速改善脑积水引起的神经功能损害,但要发挥远期效果及作用,就要随时准确控制及调整脑脊液分流量。调整正确和及时,病情好转;调整错误或延误,则脑延髓受损严重直至危及生命。

[0005] 控制和调整脑脊液分流量的前提是分流量检测。目前的X-CT检测过程是,先注入美兰等示踪剂到脑脊液循环系统,再核素脑池造影和CT术断层扫描,患者既痛苦又伤身。另一种检测方法是增强型核磁共振脑部检查,每次费用高达千元以上且检测结果不准确。如果不检测、少检测、凭经验,就无法把控治疗进展。据统计,脑脊液分流术目前的平均有效率约50%。分流管阻塞、引流不畅、分流过度,分流失败、分流位置不佳等,其发生率为40%左右,是手术失败的主要原因。

[0006] 如表1所示,为现成的可检测脑脊液流量的几种技术设备,表中的技术及设备是应用层析扫描成像技术实现的,对使用环境和操作水平均有较高要求,且非常昂贵。

[0007] 表1可检测脑脊液流速的技术及设备

[0008]	技术名称	分辨率	探测深度	接触人体否	价格(万美元)
	X-CT	~2mm	无限制	否	10~30
	MRI	>1mm	无限制	否	>30
	US	>100um	10~20cm	是	10~30
	OCT 多普勒 测速原理	1~2mm	透明度	否	研究中

[0009] 现有相关技术如下:

[0010] 1、现有的美国专利的装置,其有一个热激发和2个采样点,是一种用于确定植入式CSF分流器中的连续CSF流速的装置和方法。该系统/方法利用形成在柔性垫上的珀尔帖传感器,放置在患者皮肤上。珀尔帖传感器包括耦合到热电阻器的珀尔帖装置,其在CSF分流位置处与患者的皮肤接触。佩尔贴装置连续操作,由珀尔帖温度传感器控制到低于患者核心温度的预定温度,以形成温度差,使由皮肤温度传感器检测皮肤/CSF流产生的任何热量,

并且珀尔帖温度传感器上游和下游温度传感器以及控制温度传感器被用于形成用于校准对应于实时CSF流速的珀尔帖信号的零流量基线。传感器处理装置处理用于生成零流量基线和珀尔帖信号的所有传感器数据[1]。

[0011] 2、另一美国专利是一种用于定量测量植入皮下的分流管中CSF流量的系统。该系统包括聚集在三个部分中的热敏元件阵列,放置在皮肤表面上的冷却装置和相关联的数据采集和分析装置。将两个传感器部分放置在皮肤上的分流器上,并测量与CSF运动相关的实时温度响应。靠近冷却装置放置的一个阵列收集关于皮肤热性质的数据,包括皮肤热变性,比热,扩散性,灌注和热惯性。该方法包括评估皮肤的热性质并测量分流管中的CSF流量。该方法可用于分流术评估,脑脊液阀调节程序和与流量相关的CSF流量测量。当测量相对CSF流量时,仅需要使用一个传感器部分,而不需要检测皮肤热性质和连续地施加冷却装置[2]。

[0012] 3、来自美国的基于热传导原理的脑脊液分流量定量检测方法是应用热飞行时间的计算方法,且需要2个采样点[3]。

[0013] 4、美国相关知识产权装置的测评报告[4]。

[0014] 5、国内和其他国家没见报道。

[0015] 参考文献:

[0016] [1]huntcheck,Inc..CONTINUOUS REAL-TIME CSF FLOW MONITOR AND METHOD,US2015201882[P].2015-07-23

[0017] [2]Shuntcheck,Inc..Real time CSF flow measurement system and method,US8894584[P].2014-11-25

[0018] [3]S Rajasekaran,Hongwei Qu,K Zakalik(2015)IEEE).Thermal measurement of cerebrospinal fluid flow rate in Hydrocephalus shunt.SENSORS.2015-ieeeexplore.ieee.org

[0019] [4]U.S.Department of Neurosurgery,Children's Hospital Boston,Harvard Medical School,Boston,Massachusetts;Department of Neurosurgery,Nationwide Children's Hospital,Columbus,Ohio;Division of Neurosurgery,Children's National Medical Center,Washington,District of Columbia.Evaluation of the ShuntCheck Noninvasive Thermal Technique for Shunt Flow Detection in Hydrocephalic Patients.[R]NEUROSURGERY 68:198-205,2011。

发明内容

[0020] 本发明的目的在于提供一种脑脊液分流流量检测系统及方法,采用热传导流量数学模型,可以模拟检测患者在任何条件下的脑脊液分流流量,比现有X-CT和MRI设备效率高,省钱,无辐射,另外本申请仅需采用一个采样点即可实现脑脊液分流流量的检测。

[0021] 为实现上述技术方案,本发明提供了一种脑脊液分流流量检测系统,包括MCU模块及与该MCU模块连接的计算机、信号处理模块、热激发驱动模块,所述热激发驱动模块还经制冷模块连接有导热装置,所述信号处理模块还连接有信号采集模块;MCU模块通过热激发驱动模块控制制冷模块工作,通过导热装置传导热激发信号,从而改变热激发点脑脊液温度;而后,信号采集模块采集采样点脑脊液温度信号,信号处理模块进行信号预处理和A/D

转换,传输给MCU模块,并经由MCU模块传输给计算机,MCU模块和计算机控制检测过程,计算脑脊液分流流量,并上传计算数据至计算机;所述MCU与计算机构成分布式系统。

[0022] 在本发明一实施例中,所述热激发点、采样点各为一个。

[0023] 在本发明一实施例中,所述导热装置产生的热激发信号是通过作用于埋设于人体皮肤下的分流管的脑脊液,具体为分流管的热激发点处的脑脊液,从而改变热激发点处的脑脊液温度;该热激发过程可以是直接的,也可以是间接的。

[0024] 在本发明一实施例中,所述采用热传导流量数学模型计算脑脊液分流流量具体方式如下,

[0025] 为叙述简便直接,可设热激发点、采样点皮肤层均匀且各项同性,忽略毛细血管和人体热源影响,建立热传导数学模型为齐次偏微分方程:

$$[0026] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = a^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (1)$$

$$[0027] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = b^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (2)$$

$$[0028] \quad \text{和} \quad \frac{\partial u}{\partial t} = d^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (3)$$

$$[0029] \quad \text{其中, } a^2 = \frac{k_a}{c_a \cdot \rho_a}, \quad b^2 = \frac{k_b}{c_b \cdot \rho_b}, \quad d^2 = \frac{k_d}{c_d \cdot \rho_d},$$

a是皮肤比热 c_a 、密度 k_a 、热传导系数 ρ_a 组成的常数;b是脑脊液比热 c_b 、密度 k_b 、热传导系数 ρ_b 组成的常数;d是导管壁比热 c_d 、密度 k_d 、热传导系数 ρ_d 组成的常数; $u(x, y, z, t)$ 为皮肤解剖结构分层温度场中皮肤任一点 $G(x, y, z)$,在时刻 t 时的温度值;

[0030] 忽略热能侧面流动部位影响,则方程(1)、(2)、(3)可简化为垂直于皮肤方向和沿分流管线方向的一维热传导方程:

$$[0031] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = a^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} \quad (4)$$

$$[0032] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = b^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} \quad (5)$$

$$[0033] \quad \text{和} \quad \frac{\partial u}{\partial t} = d^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} \quad (6)$$

[0034] 通过方程(4)、(5)、(6),即可得皮肤热传导时间 τ_a ,分流管热传导时间 τ_d ,脑脊液温度变化热传导时间 τ_b ,脑脊液流动时间 τ_0 ,和热激发开始至采样结束的时间 τ_c 之间,有

$$[0035] \quad \tau_c = 2\tau_a + \tau_b + 2\tau_d + \tau_0 \quad (7)$$

[0036] 已知分流管半径 r ,热激发与采样点间距离 l ,即可得出脑脊液流速 v 和流量 m :

$$[0037] \quad v = l / (\tau_c - 2\tau_a - 2\tau_d - \tau_b) \quad (8)$$

[0038] $m = \pi r^2 s$ (9)。

[0039] 在本发明一实施例中,若考虑毛细血管和人体内部热源,及其热能侧面流动部位影响:

$$[0040] \quad f(x, y, z, t) = \frac{F(x, y, z, t)}{c\rho}$$

[0041] 其中, $F(x, y, z, t)$ 为单位时间内人体内部单位体积中所产生的热量和外部热交换量之和;

[0042] 则相应的热传导流量数学模型 (1) - (6) 应为非齐次热传导方程:

$$[0043] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = a^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) + f(x, y, z, t) \quad (10)$$

$$[0044] \quad \text{及} \frac{\partial u}{\partial t} = b^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) + f(x, y, z, t) \quad (11)$$

$$[0045] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = d^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) + f(x, y, z, t) \quad (12)$$

$$[0046] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = a^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + f(x, t) \quad (13)$$

$$[0047] \quad \text{及} \frac{\partial u}{\partial t} = b^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + f(x, t) \quad (14)$$

$$[0048] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = d^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + f(x, t) \quad (15)$$

[0049] 若考虑导热分层的影响,则以上热传导方程就是一个已知物体在边界上的温度状况或热交换情况,以及已知物体在初始时刻的温度,来求解物体在以后时刻的温度的问题。

[0050] 本发明还提供了一种脑脊液分流流量检测方法,设置热激发点、采样点,在热激发点产生热激发信号,从而改变热激发点脑脊液温度,而后在采样点采样脑脊液温度信号,最后根据采样的脑脊液温度信号,通过采用热传导流量计算方法计算脑脊液分流流量。

[0051] 在本发明一实施例中,所述热激发点、采样点各为一个。

[0052] 在本发明一实施例中,所述热激发信号是通过作用于埋设于人体皮肤下的分流管的脑脊液,具体为分流管的热激发点处的脑脊液,从而改变热激发点处的脑脊液温度;该热激发过程可以是直接的,也可以是间接的。

[0053] 在本发明一实施例中,所述采用热传导流量计算方法计算脑脊液分流流量的具体方式如下,

[0054] 为叙述简便直接,可设热激发点、采样点皮肤层均匀且各项同性,忽略毛细血管和人体热源影响,建立热传导数学模型为齐次偏微分方程:

$$[0055] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = a^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (1)$$

$$[0056] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = b^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (2)$$

$$[0057] \quad \text{和} \frac{\partial u}{\partial t} = d^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (3)$$

$$[0058] \quad \text{其中, } a^2 = \frac{k_a}{c_a \cdot \rho_a}, \quad b^2 = \frac{k_b}{c_b \cdot \rho_b}, \quad d^2 = \frac{k_d}{c_d \cdot \rho_d}, \quad a \text{ 是皮肤比热 } c_a \text{、密度 } k_a \text{、热}$$

传导系数 ρ_a 组成的常数; b 是脑脊液比热 c_b 、密度 k_b 、热传导系数 p_b 组成的常数; d 是导管壁比热 c_d 、密度 k_d 、热传导系数 p_d 组成的常数; $u(x, y, z, t)$ 为皮肤解剖结构分层温度场中皮肤任一点 $G(x, y, z)$, 在时刻 t 时的温度值;

[0059] 忽略热能侧面流动部位影响, 则方程 (1)、(2)、(3) 可简化为垂直于皮肤方向和沿分流量方向的一维热传导方程:

$$[0060] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = a^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} \quad (4)$$

$$[0061] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = b^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} \quad (5)$$

$$[0062] \quad \text{和} \frac{\partial u}{\partial t} = d^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} \quad (6)$$

[0063] 通过方程 (4)、(5)、(6), 即可得皮肤热传导时间 τ_a , 分流管热传导时间 τ_d , 脑脊液温度变化热传导时间 τ_b , 脑脊液流动时间 τ_0 , 和热激发开始至采样结束的时间 τ_c 之间, 有

$$[0064] \quad \tau_c = 2\tau_a + \tau_b + 2\tau_d + \tau_0 \quad (7)$$

[0065] 已知分流管半径 r , 热激发与采样点间距离 l , 即可得出脑脊液流速 v 和流量 m :

$$[0066] \quad v = l / (\tau_c - 2\tau_a - 2\tau_d - \tau_b) \quad (8)$$

$$[0067] \quad m = \pi r^2 v \quad (9)。$$

[0068] 在本发明一实施例中, 若考虑毛细血管和人体内部热源, 及其热能侧面流动部位影响:

$$[0069] \quad f(x, y, z, t) = \frac{F(x, y, z, t)}{c\rho}$$

[0070] 其中, $F(x, y, z, t)$ 为单位时间内人体内部单位体积中所产生的热量和外部热交换量之和;

[0071] 则相应的热传导流量数学模型 (1) - (6) 应为非齐次热传导方程:

$$[0072] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = a^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) + f(x, y, z, t) \quad (10)$$

$$[0073] \quad \text{及} \frac{\partial u}{\partial t} = b^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) + f(x, y, z, t) \quad (11)$$

$$[0074] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = d^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) + f(x, y, z, t) \quad (12)$$

$$[0075] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = a^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + f(x, t) \quad (13)$$

$$[0076] \quad \text{及} \frac{\partial u}{\partial t} = b^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + f(x, t) \quad (14)$$

$$[0077] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = d^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + f(x, t) \quad (15)$$

[0078] 若考虑导热分层的影响,则以上热传导方程就是一个已知物体在边界上的温度状况或热交换情况,以及已知物体在初始时刻的温度,来求解物体在以后时刻的温度的问题。

[0079] 相较于现有技术,本发明具有以下有益效果:本发明首创应用热传导技术于脑脊液分流流量检测,可以模拟检测患者在任何条件下的脑脊液分流流量,比现有X-CT和MRI设备效率高,省钱,无辐射,另外本申请仅需采用一个采样点即可实现脑脊液分流流量的检测。

附图说明

[0080] 图1为脑积水分流术及分流流量检测示意图。

[0081] 图2为沿分流管方向的检测原理剖面图。

[0082] 图3为本发明的脑脊液分流流量检测系统图。

具体实施方式

[0083] 下面结合附图,对本发明的技术方案进行具体说明。

[0084] 本发明的一种脑脊液分流流量检测系统,一种脑脊液分流流量检测系统,包括MCU模块及与该MCU模块连接的计算机、信号处理模块、热激发驱动模块,所述热激发驱动模块还经制冷模块连接有导热装置,所述信号处理模块还连接有信号采集模块;MCU模块通过热激发驱动模块控制制冷模块工作,通过导热装置传导热激发信号,从而改变热激发点脑脊液温度;而后,信号采集模块采集采样点脑脊液温度信号,信号处理模块进行信号预处理和A/D转换,传输给MCU模块,并经由MCU模块传输给计算机,MCU模块和计算机控制检测过程,计算脑脊液分流流量,并上传计算数据至计算机;所述MCU与计算机构成分布式系统。

[0085] 本发明还提供了一种脑脊液分流流量检测方法,通过设置热激发点、采样点,在热激发点产生热激发信号,从而改变热激发点脑脊液温度,而后在采样点采样脑脊液温度信号,最后根据采样的脑脊液温度信号,通过采用热传导流量计算方法计算脑脊液分流流量。

[0086] 在本发明中,所述热激发点、采样点各为一个。

[0087] 在本发明中,所述热激发信号是通过作用于埋设于人体皮肤下的分流管(人体皮肤从上到下依次分为上层8、真皮层9、皮下层10,分流管1的导管壁11即位于皮下层10下)的脑脊液,具体为分流管的热激发点处的脑脊液,从而改变热激发点处的脑脊液温度;该热激发过程可以是直接的,也可以是间接的。

[0088] 在本发明中,所述采用热传导流量计算方法计算脑脊液分流流量的具体方式如下,

[0089] 为叙述简便直接,可设热激发点、采样点皮肤层均匀且各项同性,忽略毛细血管和人体热源影响,建立热传导数学模型为齐次偏微分方程:

$$[0090] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = a^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (1)$$

$$[0091] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = b^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (2)$$

$$[0092] \quad \text{和} \quad \frac{\partial u}{\partial t} = d^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (3)$$

[0093] 其中, $a^2 = \frac{k_a}{c_a \cdot \rho_a}$, $b^2 = \frac{k_b}{c_b \cdot \rho_b}$, $d^2 = \frac{k_d}{c_d \cdot \rho_d}$, a是皮肤比热 c_a 、密度 k_a 、热

传导系数 ρ_a 组成的常数;b是脑脊液比热 c_b 、密度 k_b 、热传导系数 ρ_b 组成的常数;d是导管壁比热 c_d 、密度 k_d 、热传导系数 ρ_d 组成的常数;u(x,y,z,t)为皮肤解剖结构分层温度场中皮肤任一点G(x,y,z),在时刻t时的温度值;

[0094] 忽略热能侧面流动部位影响,则方程(1)、(2)、(3)可简化为垂直于皮肤方向和沿分流通管方向的一维热传导方程:

$$[0095] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = a^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} \quad (4)$$

$$[0096] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = b^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} \quad (5)$$

$$[0097] \quad \text{和} \quad \frac{\partial u}{\partial t} = d^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} \quad (6)$$

[0098] 通过方程(4)、(5)、(6),即可得皮肤热传导时间 τ_a ,分流管热传导时间 τ_d ,脑脊液温度变化热传导时间 τ_b ,脑脊液流动时间 τ_0 ,和热激发开始至采样结束的时间 τ_c 之间,有

$$[0099] \quad \tau_c = 2\tau_a + \tau_b + 2\tau_d + \tau_0 \quad (7)$$

[0100] 已知分流管半径r,热激发与采样点间距离l,即可得出脑脊液流速v和流量m:

$$[0101] \quad v = l / (\tau_c - 2\tau_a - 2\tau_d - \tau_b) \quad (8)$$

$$[0102] \quad m = \pi r^2 v \quad (9)$$

[0103] 进一步的,若考虑毛细血管和人体内部热源,及其热能侧面流动部位影响:

$$[0104] \quad f(x, y, z, t) = \frac{F(x, y, z, t)}{c\rho}$$

[0105] 其中,F(x,y,z,t)为单位时间内人体内部单位体积中所产生的热量和外部热交换量之和;

[0106] 则相应的热传导流量数学模型(1)–(6)应为非齐次热传导方程:

$$[0107] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = a^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) + f(x, y, z, t) \quad (10)$$

$$[0108] \quad \text{及} \frac{\partial u}{\partial t} = b^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) + f(x, y, z, t) \quad (11)$$

$$[0109] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = d^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) + f(x, y, z, t) \quad (12)$$

$$[0110] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = a^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + f(x, t) \quad (13)$$

$$[0111] \quad \text{及} \frac{\partial u}{\partial t} = b^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + f(x, t) \quad (14)$$

$$[0112] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = d^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + f(x, t) \quad (15)$$

[0113] 若考虑导热分层的影响,则以上热传导方程就是一个已知物体在边界上的温度状况或热交换情况,以及已知物体在初始时刻的温度,来求解物体在以后时刻的温度的问题。这里,本发明上述所使用的人体的各种参数及其函数,系发明人数以万次实验数据取得的,为本发明主要保护点。

[0114] 以下为本发明的具体实现过程。

[0115] 图1为脑脊液分流流量检测实例图,图2为沿分流管方向的检测原理剖面图,其中,1为分流管,2为采样点,3为分流管腹腔端,4为热激励点,5为脑室,6为脑脊液(CSF)流向,7为腹腔,8为上皮层、9为真皮层、10为皮下层,11为导管壁,12为脑脊液。

[0116] 本发明的一种脑脊液分流流量检测系统及方法,采用热传导流量数学模型,可以模拟检测患者在任何条件下的脑脊液分流流量,比现有X-CT和MRI设备效率高,省钱,无辐射,另外本发明仅需采用一个采样点即可实现脑脊液分流流量的检测。

[0117] 本发明涉及一种脑脊液分流流量检测系统,包括MCU模块及与该MCU模块连接的计算机、信号处理模块、热激发驱动模块,所述热激发驱动模块还经制冷模块连接有导热装置,所述信号处理模块还连接有信号采集模块;MCU模块通过热激发驱动模块控制制冷模块工作,通过导热装置传导热激发信号,从而改变热激发点脑脊液温度,而后信号采集模块采集采样点脑脊液温度信号,并通信号处理模块进行A/D转换后传输给MCU模块,经由MCU模块采用热传导流量计算方法计算脑脊液分流流量,并上传至计算机进行存储处理。

[0118] 所述技术及设备属于一种基于热传导理论电子流量传感器,是热力学、流体力学、计算机科学在生物医学上的应用,是一种非侵入式的医疗器械。其用于脑脊液流速检测的传感器在图1、图2中的2、4两个部分。2、4可以是2段代替硅树脂分流管的钛合金管,也可以是依旧不变的硅胶管。使用钛合金管的优点是热阻率远低于硅胶管,易于加温和采样,传感器精度高。

[0119] 传感器流量检测原理是,在皮肤上施加热激发信号如图2的4处。热激发信号将改变埋在皮肤下的脑脊液温度,分流管里的脑脊液流动会引起沿线皮肤温度变化,随后连续采集2处的温度变化。

[0120] 利用2、4两处在热传导和脑脊液流作用下的相关时间,再依据流体力学、热力学的热传导偏微分方程(扩散方程),在给定初始条件和设定热能流经8、9、10、11等处边界条件后算出静态热扩散时间;这样,已知分流管内径,采样点距离,各物理点的热扩散时间和流体流动时间差,能算出脑脊液分流流速流量了。因此,脑脊液流量检测系统功能如图3所示。

[0121] 图3中,闭环控制制冷模块产生热激发信号。信号采集模块将多路模拟信号送入有调理放大、AD转换功能的前端信号处理模块,MCU模块实现现场控制、通信、数据处理功能。

[0122] 通信是指MCU与AD转换模块、MCU与计算机之间的通信。

[0123] MCU数据处理内容有,诊断设备是否正常,逻辑判断所采集的数据是否在某段正常取值范围,查表取值内存单元里经复杂计算后预存的温度补偿、线性插值、初始设定等参数值,转换不同类型数值等简单计算。

[0124] 计算机从MCU单元获取数据序列,利用多种数学模型等计算脑脊液分流流量并生成数据库文件,计算机也能作为上位机,监控和设定MCU所需的参数值。

[0125] 本发明具体采用了基于热传导的流量监测原理,具体实现如下:

[0126] 对具体的热激发点和采样点(见图1,图2),先获取其皮肤层、毛细血管和人体热源的各项参数,作为已知的热传导方程的边界条件。为简便起见,这里设皮肤层均匀且各向同性,忽略毛细血管和人体热源影响,传感器关于热传导的数学模型为齐次偏微分方程:

$$[0127] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = a^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (1)$$

$$[0128] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = b^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (2)$$

$$[0129] \quad \text{和} \quad \frac{\partial u}{\partial t} = d^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (3)$$

$$[0130] \quad \text{其中, } a^2 = \frac{k_a}{c_a \cdot \rho_a}, \quad b^2 = \frac{k_b}{c_b \cdot \rho_b}, \quad d^2 = \frac{k_d}{c_d \cdot \rho_d},$$

a是皮肤比热 c_a 、密度 ρ_a 、热传导系数 k_a 组成的常数;b是脑脊液比热 c_b 、密度 ρ_b 、热传导系数 k_b 组成的常数;d是导管壁比热 c_d 、密度 ρ_d 、热传导系数 k_d 组成的常数;u(x,y,z,t)为皮肤解剖结构分层温度场中皮肤任一点G(x,y,z),在时刻t时的温度值;

[0131] 忽略热能侧面流动部位影响,则方程(1)、(2)、(3)可简化为垂直于皮肤方向和沿分流管线方向的一维热传导方程:

$$[0132] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = a^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} \quad (4)$$

$$[0133] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = b^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} \quad (5)$$

$$[0134] \quad \text{和} \frac{\partial u}{\partial t} = d^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} \quad (6)$$

[0135] 通过方程(4)、(5)、(6),即可得皮肤热传导时间 τ_a ,分流管热传导时间 τ_d ,脑脊液温度变化热传导时间 τ_b ,脑脊液流动时间 τ_0 ,和热激发开始至采样结束的时间 τ_c 之间,有

$$[0136] \quad \tau_c = 2\tau_a + \tau_b + 2\tau_d + \tau_0 \quad (7)$$

[0137] 已知分流管半径 r ,热激发与采样点间距离 l ,即可得出脑脊液流速 v 和流量 m :

$$[0138] \quad v = l / (\tau_c - 2\tau_a - 2\tau_d - \tau_b) \quad (8)$$

$$[0139] \quad m = \pi r^2 v \quad (9)$$

[0140] 进一步的,若考虑毛细血管和人体内部热源,及其热能侧面流动部位影响:

$$[0141] \quad f(x, y, z, t) = \frac{F(x, y, z, t)}{c\rho}$$

[0142] 其中, $F(x, y, z, t)$ 为单位时间内人体内部单位体积中所产生的热量和外部热交换量之和;

[0143] 则相应的热传导流量数学模型(1)-(6)应为非齐次热传导方程:

$$[0144] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = a^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) + f(x, y, z, t) \quad (10)$$

$$[0145] \quad \text{及} \frac{\partial u}{\partial t} = b^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) + f(x, y, z, t) \quad (11)$$

$$[0146] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = d^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) + f(x, y, z, t) \quad (12)$$

$$[0147] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = a^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + f(x, t) \quad (13)$$

$$[0148] \quad \text{及} \frac{\partial u}{\partial t} = b^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + f(x, t) \quad (14)$$

$$[0149] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = d^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + f(x, t) \quad (15)$$

[0150] 若考虑导热分层的影响,即图1中所示的8,9,10,11,12的影响,则以上热传导方程就是一个已知物体在边界上的温度状况(或热交换情况)和物体在初始时刻的温度,来求解物体在以后时刻的温度的问题。因此这里的热传导方程最自然的一个定解问题就是在已给的初始条件和边界条件下求问题的解,是公知的。这里,本发明上述所使用的人体的各种参数及其函数,系发明人数以万次实验数据取得的,为本发明主要保护点。

[0151] 本领域内的技术人员应明白,本申请的实施例可提供为方法、系统、或计算机程序产品。因此,本申请可采用完全硬件实施例、完全软件实施例、或结合软件和硬件方面的实

施例的形式。而且,本申请可采用在一个或多个其中包含有计算机可用程序代码的计算机可用存储介质(包括但不限于磁盘存储器、CD-ROM、光学存储器等)上实施的计算机程序产品的形式。

[0152] 本申请是参照根据本申请实施例的方法、设备(系统)、和计算机程序产品的流程图和/或方框图来描述的。应理解可由计算机程序指令实现流程图和/或方框图中的每一流程和/或方框、以及流程图和/或方框图中的流程和/或方框的结合。可提供这些计算机程序指令到通用计算机、专用计算机、嵌入式处理机或其他可编程数据处理设备的处理器以产生一个机器,使得通过计算机或其他可编程数据处理设备的处理器执行的指令产生用于实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能的装置。

[0153] 这些计算机程序指令也可存储在能引导计算机或其他可编程数据处理设备以特定方式工作的计算机可读存储器中,使得存储在该计算机可读存储器中的指令产生包括指令装置的制造品,该指令装置实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能。

[0154] 这些计算机程序指令也可装载到计算机或其他可编程数据处理设备上,使得在计算机或其他可编程设备上执行一系列操作步骤以产生计算机实现的处理,从而在计算机或其

[0155] 他可编程设备上执行的指令提供用于实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能的步骤。

[0156] 以上是本发明的较佳实施例,凡依本发明技术方案所作的改变,所产生的功能作用未超出本发明技术方案的范围时,均属于本发明的保护范围。

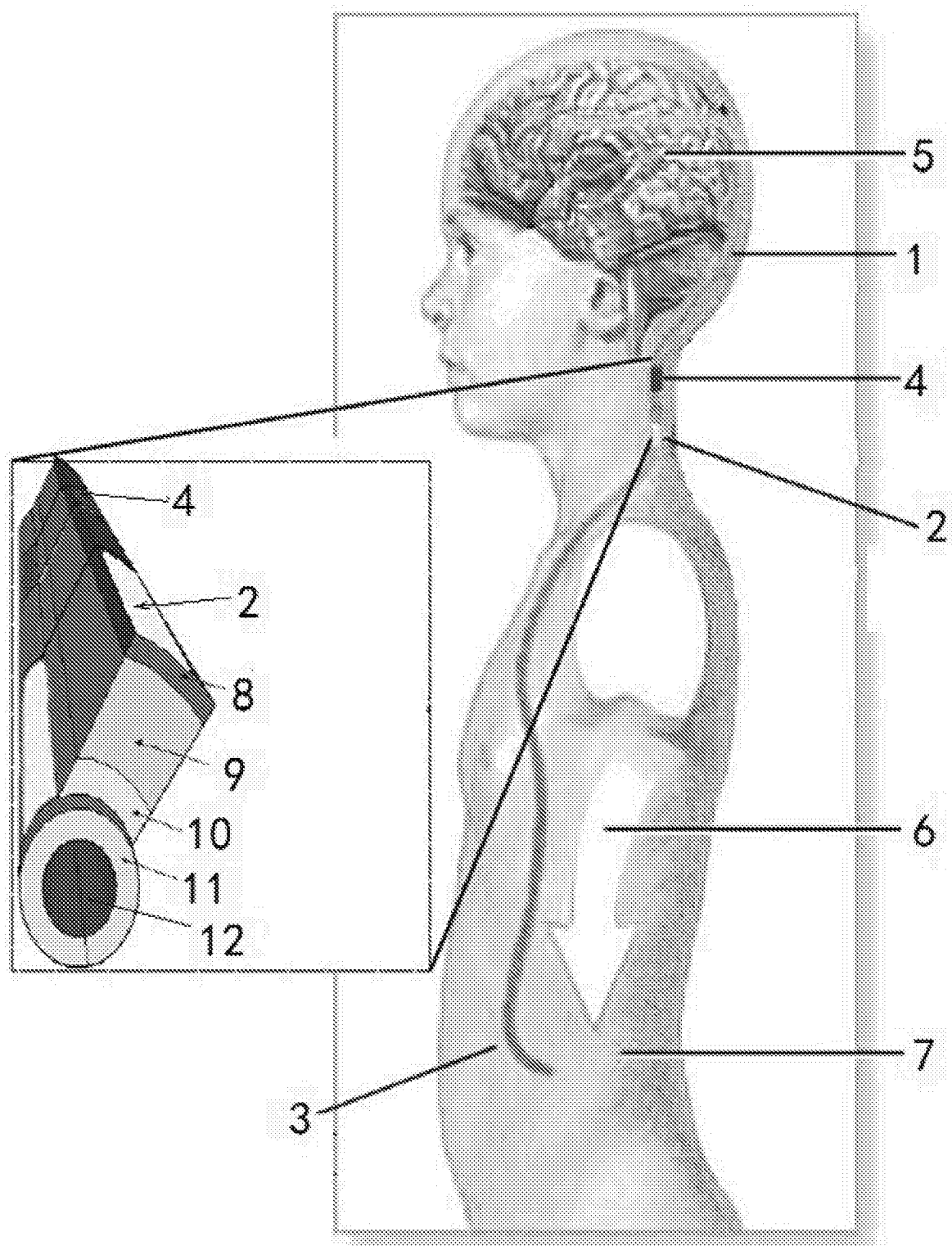


图1

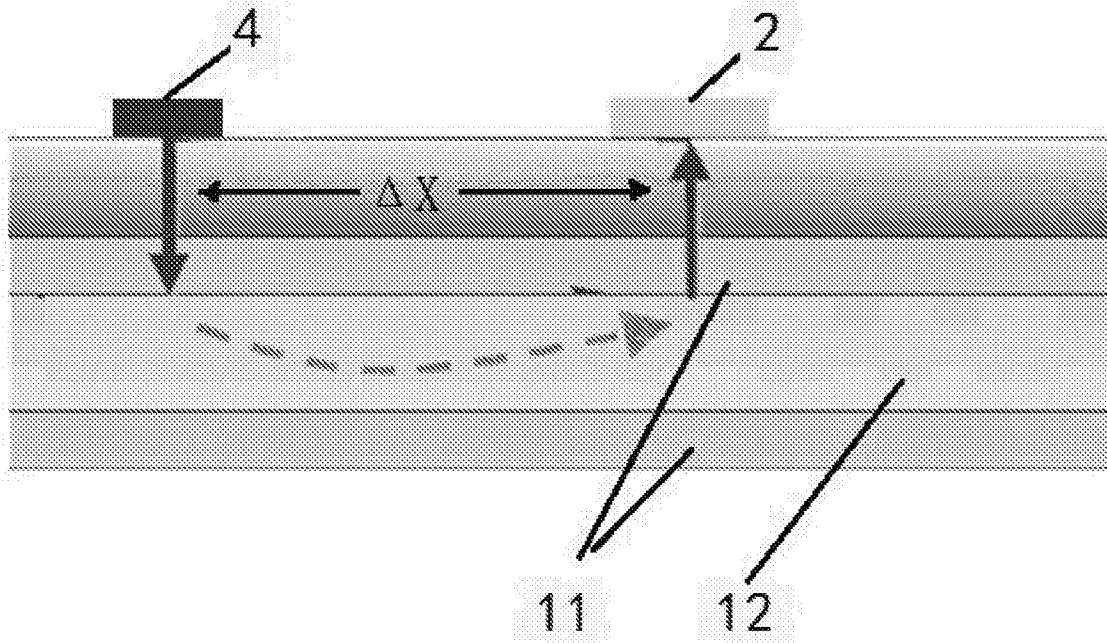


图2

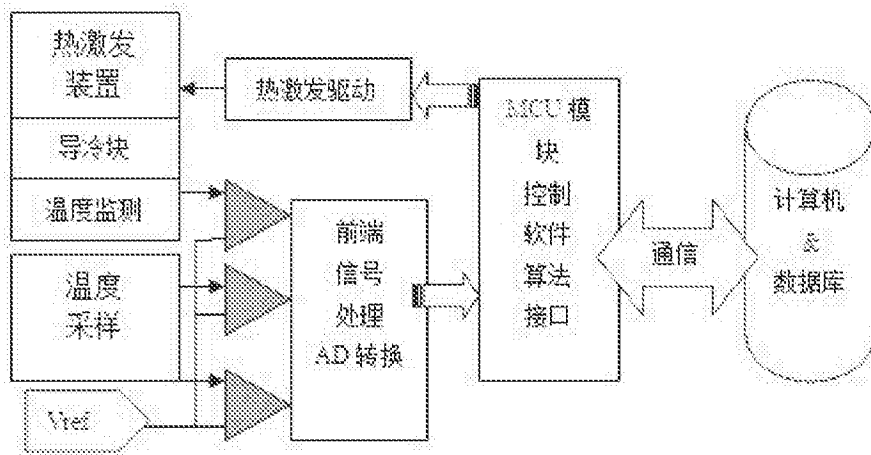


图3

专利名称(译)	一种脑脊液分流流量检测系统及方法		
公开(公告)号	CN107822594A	公开(公告)日	2018-03-23
申请号	CN201711089666.3	申请日	2017-09-28
[标]申请(专利权)人(译)	莆田学院		
申请(专利权)人(译)	莆田学院		
当前申请(专利权)人(译)	莆田学院		
[标]发明人	李文芳		
发明人	李同彬 李文芳		
IPC分类号	A61B5/00 G16H50/50		
CPC分类号	A61B5/00 A61B2576/026		
代理人(译)	蔡学俊		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种脑脊液分流流量检测系统及方法。包括MCU模块及与该MCU模块连接的计算机、信号处理模块、热激发驱动模块，所述热激发驱动模块还经制冷模块连接有导热装置，所述信号处理模块还连接有信号采集模块；MCU模块通过热激发驱动模块控制制冷模块工作，通过导热装置传导热激发信号，从而改变热激发点脑脊液温度；而后，信号采集模块采集采样点脑脊液温度信号，信号处理模块进行信号预处理和A/D转换，传输给MCU模块，计算脑脊液分流流量，并上传计算数据至计算机。本发明首创应用热传导技术于脑脊液分流流量检测，可以模拟检测患者在任何条件下的脑脊液分流流量，比现有X-CT和MRI设备效率高，省钱，无辐射，另外本申请仅需采用一个采样点即可实现脑脊液分流流量的检测。

