

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

G06F 19/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200510115165.4

[43] 公开日 2007 年 5 月 23 日

[11] 公开号 CN 1965754A

[22] 申请日 2005.11.15

[21] 申请号 200510115165.4

[71] 申请人 王卫东

地址 100853 北京市海淀区复兴路 28 号生物
医学工程室

[72] 发明人 王卫东

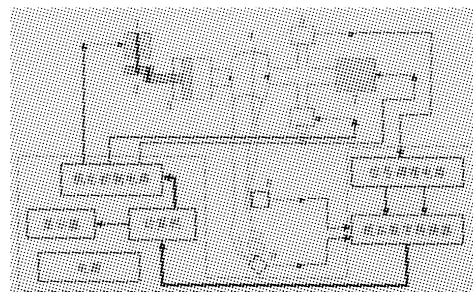
权利要求书 3 页 说明书 5 页 附图 3 页

[54] 发明名称

血液循环动力学分析仪及其方法

[57] 摘要

本发明一种血液循环动力学分析仪及其方法，设计了在活体的循环系统的血管网络上施加扰动压力，并且测量血管网络的血流量响应和血容积的装置。同时，实现了根据血管网络的压力激励和流量响应或容积响应的关系分析血液循环的力学特性的方法。



1. 血液循环动力学分析仪用于分析人体的血液循环动力学特性, 其中包括血管阻力(也称剪切阻力)、血管弹性 (也称顺应性)、血管伸缩功(也称伸缩阻力)、血液惯性(也称血液冲量)等特性, 其特征为含有:

一个计算机、压力扰动装置、一个流量(速)计、一个容积计、一个显示器、一个信号调理电路、一个数字模拟转换器、一个机电控制电路、一个电源, 其中计算机控制压力扰动装置给血管施加平均压力和交变的扰动压力, 同时控制数字模拟转换器采集流量(速)计和容积计的信号, 显示器用于显示人机交互界面和分析结果。

2. 权利要求 1 所述的血液循环动力学分析仪, 其进一步特征为: 压力扰动装置包含气袋、马达、活塞、压力传感器、气泵、电磁阀、传动轮杆、气体管道, 其作用是给血管施加平均压力和交变的扰动压力。

3. 权利要求 1 所述的血液循环动力学分析仪, 其进一步特征为: 在计算机控制下, 流量(速)计用于记录压力扰动装置作用下血管中血流量的变化。

4. 权利要求 1 所述的血液循环动力学分析仪, 其进一步特征为: 在计算机控制下, 容积计用于记录压力扰动装置作用下组织中血容积的变化, 容积计还能够纪录扰动装置作用下组织中血氧饱和度的变化, 容积计的传感器采用双波段的光学传感器。

5. 权利要求 1 所述的血液循环动力学分析仪, 其进一步特征为: 在计算机控制下, 压力传感器用于记录压力扰动装置的气袋内的平均压力和扰动压力的变化。

6. 权利要求 1 所述的血液循环动力学分析仪, 其进一步特征为: 压力扰动装置、流量(速)计、容积计、显示器在计算机协调下工作, 同时采集压力扰动装置的气袋内压力传感器、流量(速)计、容积计的信号波形。

7. 权利要求 2 所述的压力扰动装置,其进一步特征为:它能够在计算机的控制下以一定的频率和幅度扰动气袋内的压力。

8. 权利要求 2 所述的压力扰动装置,其进一步特征为:压力扰动装置的马达采用一个感应线圈代替,传动轮杆采用一个磁性杆代替,或者活塞、马达和传动杆轮用一个喇叭代替。

9. 血液循环动力学参数分析方法由下列步骤组成:

(1) 压力扰动装置的气袋包裹在人体动脉上,将流量(速)计安放在动脉血管下流某处,将容积计安放在动脉血管下流末端某处;

(2) 压力扰动装置的气泵将气袋压力施加到设定值(典型值为舒张压、收缩压、平均压等)并保持气袋压力稳定;

(3) 压力扰动装置的马达驱动活塞周期性地改变气袋扰动压力,气袋扰动压力频率和幅度设定值,频率可以设为 0.05 到 40Hz 间的任意值,幅度可以设为 0 到 40mmHg 间的任意值;

(4) 在不同频率和幅度的扰动压力下,在不同的气袋平均压力下,同时采集并记录压力扰动装置的压力传感器、流量(速)计、血容积计的信号;

(5) 根据记录的上述信号分析血管阻力、顺应性、血液惯性、血管伸缩功的特性。

10. 权利要求 9 所述的血液循环动力学参数分析方法,其进一步特征为:利用离散傅立叶变换从流量(速)和容积的信号中提取与扰动压力频率相同的信号成分,利用离散傅立叶变换从流量(速)和容积的信号中过滤心脏脉动相关的信号成分。

11. 权利要求 9 所述的血液循环动力学参数分析方法,其进一步特征为:利用离散傅立叶变换计算压力-流量和压力-容积之间的传递函数,通过频域网络分

析法分析血管阻力、血管弹性、血管伸缩功、血液惯性的特性，

12. 权利要求 9 所述的血液循环动力学参数分析方法，其进一步特征为：采用血压-血流-血体的相空间曲线，计算血管阻力、血管弹性、血管伸缩功、血液惯性。

血液循环动力学分析仪及其方法

技术领域

该专利属于生物医学工程、医疗器械、循环系统分析的技术范畴，提供了心脑血管疾病早期预警的生理参数分析方法，适用于医学诊断、个人保健、家庭护理等场合。

背景技术

心脑血管疾病诊断的常规设备包括血压计、脉搏图仪、中医脉象仪、心电图仪、超声心动图仪、计算机断层扫描仪、磁共振成像仪等，但是，这些检查设备往往适用于心脑血管疾病已经出现形态学改变和临床症状的病人，而对于亚健康的病人，这些设备就无济于事，无法对血液循环系统的动力学特性进行分析和评估。往往血液循环动力学特征对诊断心脑血管的亚健康状态，即临床早期诊断，有着重要的意义。目前，还没有一种行之有效的无创的血液循环动力学的方法和装置。

无创的人体血液循环动力学参数的测量是非常困难的，现有的方法和装置都不能准确地测量全部的血液循环动力学参数，往往是部分近似地测量。一个完整的流体动力学系统应包括两部分：即液体和液路部分。血液循环系统中液体就是血液，液路就是血管。血液是粘性液体，血管是弹性固体。作为一流体动力学系统，血液循环系统可以等效为一个阻尼谐振电路网络，阻尼谐振网络的谐振频率、阻尼系数、顺应性和粘性度可分析出来。血液循环系统的动力学参数的改变可以用于血管疾病的早期诊断和预警。

发明内容

本专利发明了一种血液循环动力学分析仪及其方法，解决了在活体的循环系统的血管网络上施加扰动压力的问题，然后测量血管网络的血流量和血容积

的响应的装置。同时，解决了根据血管网络的激励和相应关系分析血液循环的动力学特性的方法。

附图说明

图 1 血液循环动力学分析仪示意图

1.马达；2.传动轮杆；3.活塞；4.气袋；5.压力传感器；6.电磁阀；7.气泵；
8.流速（量）计；9.血容积计

图 2 血液循环动力学分析仪原理框图。

1.压力扰动装置；2.线圈；3.电源；4.压力传感器；5.磁性杆；6.活塞；7.气泵；8.气袋；9.电磁阀；10.电源；11.机电控制电路；12.信号调理电路；13.显示器；14.计算机；15.模拟数字转换器；16.容积计；17.流速（量）计。

图 3 压力扰动装置示意图。

1.马达；2.传动轮杆；3.活塞；4.气袋；5.压力传感器；6.电磁阀；7.气泵；
8.线圈；9.磁性杆；10.喇叭。

图 4 血液循环动力学特性的网络分析法。

具体实施方案

图 2 中的计算机是分析仪的核心，它通过机电控制电路控制着 3 个机电装置（线圈、气泵、电磁阀）的启动关断和工作状态；也通过模拟信号转换器实现 3 个信号拾取装置(压力传感器、流量(速)计、容积计)的 4 路信号的数字模拟转换，其中压力传感器的输出信号经过信号调理电路处理后产生两路信号，一路是气袋压力信号的平均值，另一路是气袋压力信号的交变值，称为扰动压力；通过显示器显示血液循环动力学分析的结果。

图 2 中的压力扰动装置在血液循环动力学分析过程中提供了输入，它如同电子学中的网络分析仪的信号源，不同的是，它提供扰动压力信号源。扰动压

力信号源是由计算机按程序发生的交变信号源经过机电控制电路施加到线圈上,线圈感应的磁场驱动磁性杆推动活塞运动,活塞运动改变了气袋内压力作周期性扰动。这时,压力扰动装置中的气袋就如同一个加在血管上的扰动压力信号源,其幅度和频率可以通过计算机设置。

图2中的流量(速)计、容积计在血液循环动力学分析过程中提供了输出,它如同电子学中的网络输出,不同的是,它提供是流量信号、容积信号、流速信号。这些信号随着扰动压力而变化,根据扰动压力和流量之间的关系,血液循环动力学分析仪能够得到血管网络的血液循环的力学参数。

图3给出了压力扰动装置实现的示意图。图3(a)中压力扰动装置的马达也可采用图3(b)中感应线圈代替,传动轮杆采用一个磁性杆代替。图3(a)中压力扰动装置的马达、传动杆和活塞还可采用图3(c)喇叭代替。

血液循环动力学分析仪能够记录血管网络的平均血压、扰动血压、血流和血体,这些信号为分析血管网络的动力学特性提供了临床诊断和研究的实验基础。我们可以通过改变扰动血压的幅度和频率,来观察血流和血体的变化,并能够活体分析人体的血液循环的力学特性。

我们采用网络分析法来分析血液循环血管网络的力学特性。

血液循环动力学参数分析方法由下列步骤组成:

(1) 压力扰动装置的气袋包裹在人体动脉上,将流量(速)计安放在动脉血管下流某处,将容积计安放在动脉血管下流末端某处。流量(速)计可以测得动脉血管内血液的流量曲线,容积计可以测得动脉血管内血液的流量曲线。

(2) 压力扰动装置的气泵将气袋压力施加到设定值(典型值为舒张压、收缩压、平均压等)并保持气袋压力稳定。气袋内平均压力不宜过大也不宜过小,设置在血管血压的平均值为宜。这样流量(速)计、容积计度可以测得信号。

(3) 压力扰动装置的马达驱动活塞周期性地改变气袋扰动压力, 气袋扰动压力频率和幅度设定值, 频率可以设为 0.05 到 40Hz 间的任意值, 幅度可以设为 0 到 40mmHg 间的任意值。气袋扰动压力的幅度不宜过大, 通常设置值小于舒张压和收缩压差的一半。

(4) 在不同频率和幅度的扰动压力下, 在不同的气袋平均压力下, 同时采集并记录压力扰动装置的压力传感器、流量(速)计、血容积计的信号。对压力传感器、流量(速)计、血容积计的信号分别采用离散傅立叶变换, 取出压力传感器、流量(速)计、血容积计所对应的扰动压力频率下的频域信号, 计算它们之间的比值, 从而可以得到它们之间的传递函数。取传递函数的绝对值(模)从而得到传递函数的幅频特性曲线, 取传递函数的实部从而得到传递函数的血管阻力特性曲线, 取传递函数的虚部从而得到传递函数的血管顺应性特性曲线。

我们还采用定量地分析学管理学特性, 图 4(a)中 $Z_{\text{eff}}(\omega)=P(\omega)/Q(\omega)=R_{\parallel}+R_{\perp}+jL\omega+1/(jC\omega)$, 所以 $P(\omega)=[R_{\parallel}+R_{\perp}+jL\omega+1/(jC\omega)]Q(\omega)$ 。通过血液循环动力学分析仪测得 ω_n 对应的 $P(\omega_n)$ 和 $Q(\omega_n)$, $n=1,2,\dots,N$, 将这些值代入前面的方程, 求解方程组就可以得到 $R_{\parallel}$, L , C , $R_{\perp}$ 。当 $N>4$ 时, 可以使用最小二乘法求解方程组, 从而可以获得更高的精度。 $R_{\parallel}$, L , C , $R_{\perp}$ 分别对应于血管网络的剪切阻力、惯性、弹性和伸缩功阻力。

图 4 中的等效阻抗 $Z_{\text{eff}}(\omega)$ 实部是血管网络的等效阻力, 虚部是血管网络的等效弹性。扰动压力波 $p(t)$ 的傅立叶变换记为 $P(\omega)$, 流量波 $q(t)$ 的傅立叶变换记为 $Q(\omega)$, 那么等效阻抗 $Z_{\text{eff}}(\omega)=P(\omega)/Q(\omega)$, 我们称其绝对值为等效阻抗频谱。如果扰动压力是正弦信号, 通过逐步改变正弦信号的频率, 等效阻抗频谱的曲线就可得到。如图 4(b) 所示, 通过分析等效阻抗频谱的峰值位置和宽度, 血管阻力和弹性的大小就能够被定量地确定。通常, 峰值角频率越大血管的弹性就越小,

即弹性与峰值角频率的平方成反比；谱峰宽度越窄血管的阻力就越小，即阻力与谱峰宽度成反比。

如果忽略血管网络的伸缩功阻力，或将之集中到剪切阻力上，那么图 4(a) 的血管网络可以等效成图 4(c)。这样的网络分析就变得更加简单。

(5) 根据记录的上述信号分析血管阻力、顺应性、血液惯性、血管伸缩功的特性。计算流量的积分曲线，即可得到体积曲线，根据体积曲线和压力的面积确定血管伸缩功，通过图形表示出来。根据容积曲线和压力的面积确定血管伸缩功，通过图形表示出来。

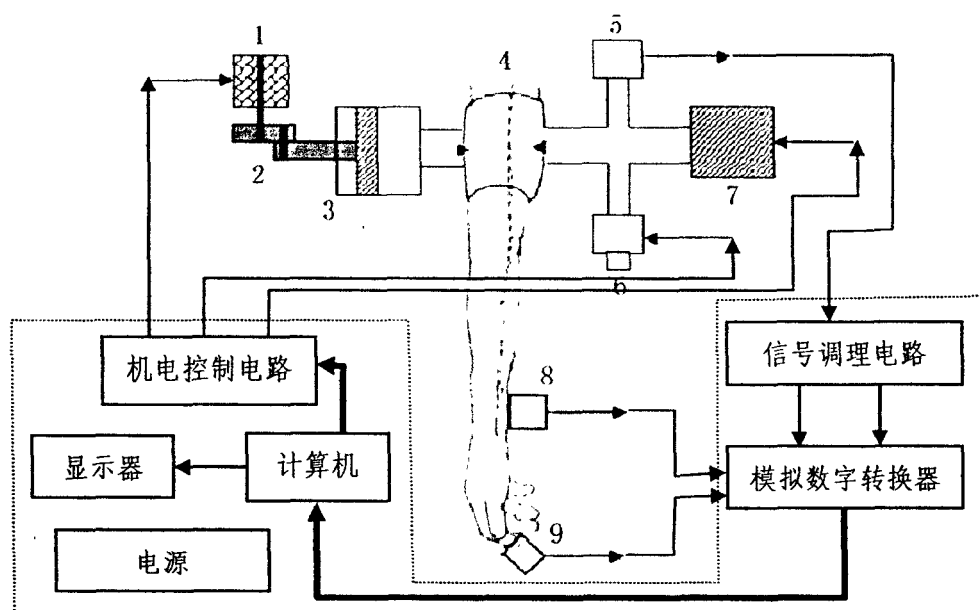


图 1

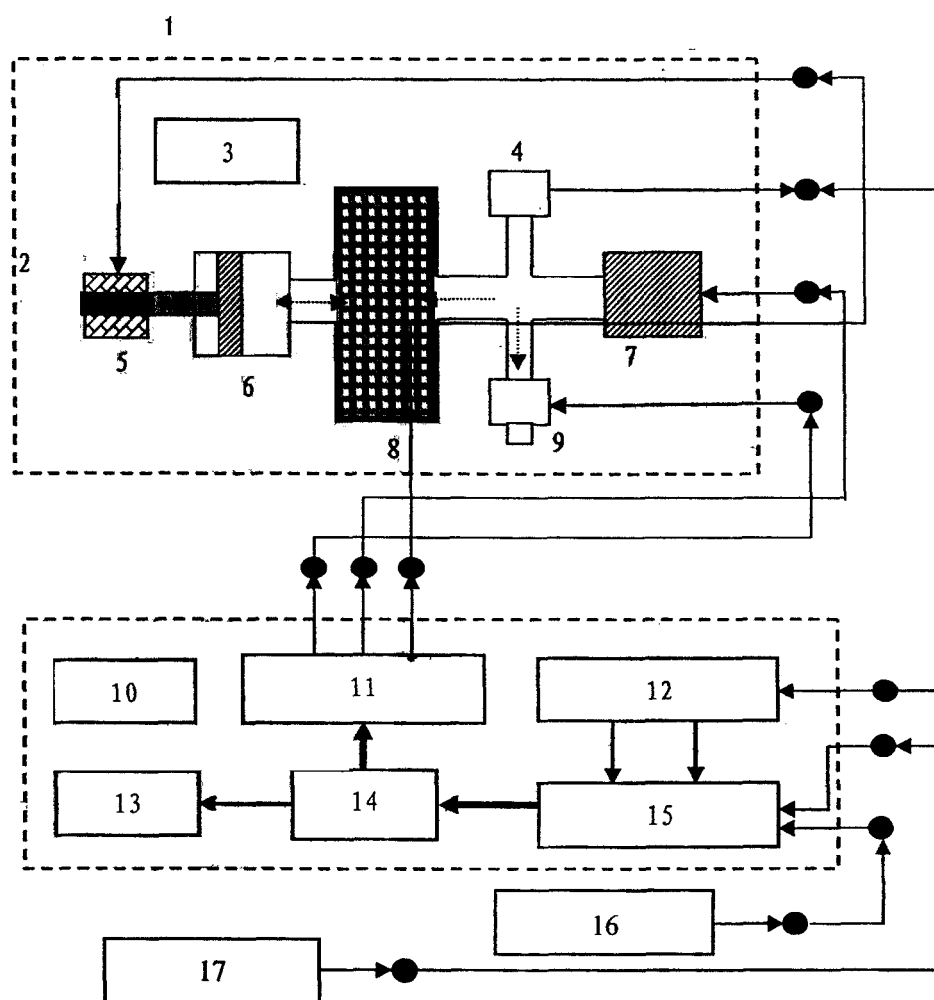
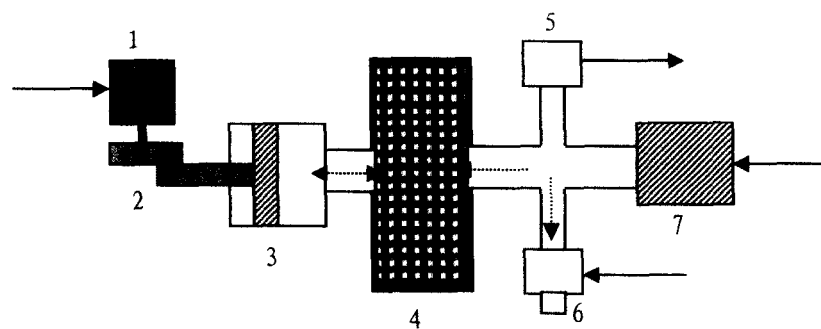
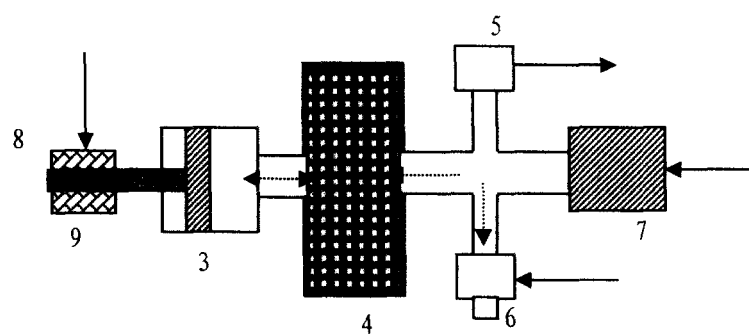


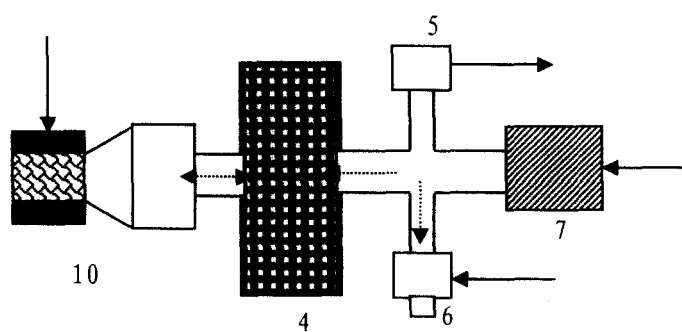
图 2



(a)



(b)



(c)

图 3

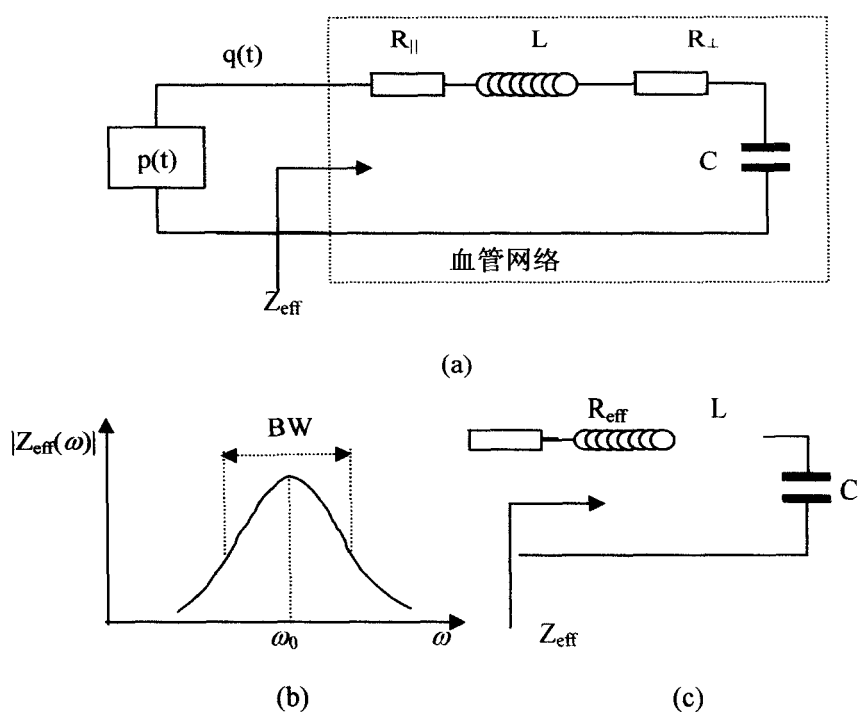


图 4

专利名称(译)	血液循环动力学分析仪及其方法		
公开(公告)号	CN1965754A	公开(公告)日	2007-05-23
申请号	CN200510115165.4	申请日	2005-11-15
[标]申请(专利权)人(译)	王卫东		
申请(专利权)人(译)	王卫东		
当前申请(专利权)人(译)	王卫东		
[标]发明人	王卫东		
发明人	王卫东		
IPC分类号	A61B5/00 G06F19/00		
其他公开文献	CN1965754B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明一种血液循环动力学分析仪及其方法，设计了在活体的循环系统的血管网络上施加扰动压力，并且测量血管网络的血流量响应和血容积的装置。同时，实现了根据血管网络的压力激励和流量响应或容积响应的关系分析血液循环的力学特性的方法。

