



# [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510023183. X

[43] 公开日 2005 年 6 月 29 日

[11] 公开号 CN 1631316A

[22] 申请日 2005. 1. 10

[21] 申请号 200510023183. X

[71] 申请人 上海德安生物医学工程有限公司

地址 200032 上海市零陵路 231 号 5 号楼 3 楼

[72] 发明人 龚剑秋 陆瑾 丁光宏 俞瑞朝 程晋

[74] 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限责任公司

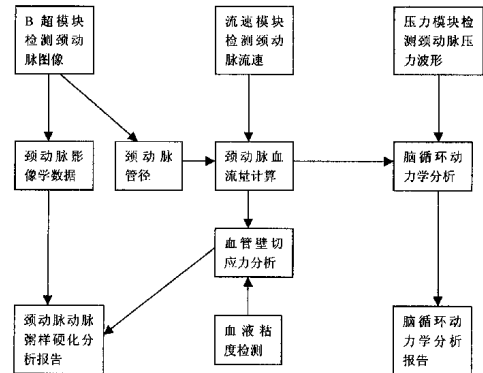
代理人 罗大忱

权利要求书 3 页 说明书 8 页 附图 3 页

[54] 发明名称 脑血管系统功能及脑循环动力学分析方法和仪器

### [57] 摘要

本发明公开了一种脑血管系统功能及脑循环动力学分析方法，本发明分析方法的分析指标中增加了反映脑血管动脉粥样硬化程度及易发程度的颈动脉血管的影像学指标与切应力指标，这些指标可以对引起脑血管疾病的主要原因——动脉粥样硬化进行早期的诊断和分析，结合反映脑循环功能的动力学参数可以对脑血管疾病的预防、早期诊断等进行更全面的分析。根据该方法还发明了相应的分析仪器，该仪器采用 B 型超声检测模块来检测血管管径，相比其它使用 A 超、M 超或不检测管径的仪器，在很大程度上提高了检测的准确性，从而可以更准确的获得分析参数。该发明对脑循环生理和脑血管疾病的基础研究及临床应用都具有重要意义。



1、一种脑血管系统功能及脑循环动力学分析方法，其特征在于分析指标包括反映脑血管动脉粥样硬化程度及易发程度的颈动脉血管的影像学指标与切应力指标，以及反映脑循环功能的动力学参数，并通过下述步骤计算获得：

(1) 应用血液粘度检测模块获得患者血液的粘度值 $\eta$ ；

(2) 应用B超检测模块获得患者颈动脉血管的横向和纵向断层扫描图像，应用图像处理方法获得人体颈动脉的血管管径D以及血管壁中膜厚度和光滑程度等指标；

(3) 应用连续波多普勒血流速度波形检测模块，检测出颈动脉的血流速度波形及数值： $V(t)$ ，结合(2)所获得的血管管径D，计算出颈动脉的血流量波形及数值： $Q(t)$ ，并使用数学方法获得患者的心动周期T，从而计算出脉动流的基频 $\omega = \frac{2\pi}{T}$ ；

(4) 根据测得的血液粘度 $\eta$ ，血管管径D和脉动流的基频 $\omega$ 计算出Womersley数： $\alpha = \frac{D}{2} \sqrt{\frac{\omega\rho}{\eta}}$ ， $\rho$ 为血液密度的正常值；

对血流量波形进行Fourier级数形式分解：

$$Q(t) = Q_0 + \sum_{n=1}^M Q_n e^{in\omega t}$$

根据切应力计算公式计算出血管壁切应力的波形及数值：

$$\tau(t) = \frac{8\eta Q_0}{\pi D^3} + \frac{8\eta}{\pi D^3} \sum_{n=1}^M \frac{J_1(\sqrt{n}\alpha i^{3/2}) \cdot n \cdot \alpha^2 Q_n e^{in\omega t}}{\left( J_0(\sqrt{n}\alpha i^{3/2}) \cdot \sqrt{n}\alpha \cdot i^{3/2} - 2J_1(\sqrt{n}\alpha i^{3/2}) \right)}$$

其中 $J_i(x)$ 为第一类*i*阶的Bessel函数；M为Fourier分解的阶数；

(5) 对颈动脉血管壁切应力波形及数值进行数据处理，获得一个

心动周期内的切应力的最大值  $\tau_{\max}$  , 平均值  $\tau_{mean}$  , 最小值  $\tau_{\min}$  , 以及舒张期末期的渐进值  $\tau_d$  等指标;

(6) 应用生理压力检测模块检测患者颈动脉的压力搏动波形, 并使用患者的收缩压  $P_s$  和舒张压  $P_d$ , 对压力波形进行标定, 从而得到颈动脉的压力波形及数值  $P(t)$ ;

(7) 根据 (3) 获得颈动脉血流量波形及数值  $Q(t)$ , 并通过数据处理获得最大流量  $Q_{\max}$  , 平均流量  $Q_{mean}$  , 最小流量  $Q_{\min}$  ;

(8) 计算脑血管的特性阻抗  $Z_c$ 、外周阻力  $R$ 、动态阻力  $DR$ 、临界压力  $C_p$  等脑循环动力学参数;

对  $P(t)$ ,  $Q(t)$  进行 Fourier 分解:

$$P(t) = P_0 + \sum_{n=1}^M P_n e^{in\omega t}, \quad Q(t) = Q_0 + \sum_{n=1}^M Q_n e^{in\omega t}$$

根据公式  $Z_c = \frac{1}{k-2} \sum_{n=3}^k \frac{P_n}{Q_n}$ ,  $k=13$  计算特性阻抗  $Z_c$ ;

根据公式  $R = \frac{P_0}{Q_0} - Z_c$  计算外周阻力  $R$  ;

根据公式  $DR = \frac{P_s - P_d}{Q_{\max} - Q_{\min}}$  计算动态阻力  $DR$ ;

根据公式  $C_p = P_d - DR \cdot Q_{\min}$  计算临界压力  $C_p$ 。

2、根据权利要求 1 所述的一种心脑血管循环动力学分析方法, 其特征在于所述方法适用于两侧的颈动脉。

3、根据权利要求 1 所述的脑血管系统功能及脑循环动力学分析方法所使用的脑血管系统功能及脑循环动力学分析仪器, 包括检测系统、采集分析系统和数据存储与输出系统, 其特征在于, 所述检测系统包括用于检测患者的血液粘度的血液粘度检测模块, 用于检测患者的颈动脉血管的横向和纵向断层扫描图像以及血管管径的 B 型超声检测模块, 用于检测患者的血压波形的生理压力检测模块和用于检测患者的颅外颈动

脉的血流速度波形及数值的连续波多普勒血流速度波形检测模块；所述采集分析系统包括计算机、将检测系统获得的模拟信号转换成数字信号的 A/D 卡、图像采集卡、无源底板以及根据权利要求 1 中分析方法所编写的用于脑循环动力学参数分析的分析计算软件，所述 A/D 卡，图像采集卡和计算机主板通过无源底板上的 ISA 插槽并联。

4、根据权利要求 3 所述的脑血管系统功能及脑循环动力学分析仪器，其特征在于检测系统中的连续波多普勒血流速度波形检测模块和生理压力检测模块所获得的模拟信号通过 A/D 卡转变成数字信号，B 型超声检测模块所检测的颈动脉图像通过图像采集卡与计算机通讯，血液粘度检测模块通过计算机主板上的串口与计算机通讯。

## 脑血管系统功能及脑循环动力学分析方法和仪器

### 技术领域

本发明属医疗技术领域，具体地说，是一种脑血管系统功能及脑循环动力学分析方法以及根据该方法而设计的分析仪器。

### 背景技术

动脉粥样硬化是一种严重危害人类健康的慢性疾病，它的特征是在动脉及其分支的动脉壁内膜及内膜下有脂质沉着，同时伴有中层平滑肌细胞移行至内膜下增殖，使内膜增厚，形成黄色或灰黄色状如粥样物质的斑块。近年来，随着我国经济建设日益发展，人民生活水平不断提高，本病的发病率在我国有明显增加的趋势。据尸检结果，在 40~49 岁的人群中，冠状动脉和主动脉粥样硬化病变的检出率分别为 58.36% 和 88.31%，并随着年龄的增长而逐渐增加。

动脉粥样硬化是一种全身性的疾病，但动脉粥样硬化斑块只出现在血管系统的某些特定的血管区域，颈动脉血管就是动脉粥样硬化容易形成的重要区域之一。颈动脉系统通过颈内动脉、大脑前动脉和大脑中动脉供应着大脑半球前 3/5 的血液。因此，颈动脉粥样硬化将严重影响远心端的脑血管的血液供应并造成严重后果。例如，由于动脉粥样硬化而导致颈动脉的狭窄会引起脑缺血、脑萎缩等缺血性脑血管病，脱落的粥样斑块也容易形成栓子，从而引起脑栓塞。大量的研究表明，颈动脉粥样硬化不但和许多脑血管病的发生有着非常密切的关系，它和一些心血管疾病如冠心病等也有很好的相关性。鉴于上面的原因，颈动脉血管成为了动脉粥样硬化研究的焦点之一。

动脉粥样硬化发展到相当程度，尤其有器官明显病变时诊断并不困难，但早期诊断却很不容易。由于动脉粥样硬化发展到晚期已变得不可逆转，对于一些由于动脉粥样硬化而形成的血管狭窄等的手术治疗往往只能治标不能治本，复发率很高。因此对于动脉粥样硬化的早期诊断以及对其形成的机理的研究则显得非常重要。

现代研究公认，血管壁切应力对动脉粥样硬化的病变部位、范围和程度起主要的决定作用。大量的实验和研究也表明，脉动低切应力的环境将导致动脉粥样硬化的发生。因此准确而无创伤的检测颈动脉的切应力指标，无论是对于动脉粥样硬化的预防、早期诊断，还是对于心脑血管疾病的生理、病理学研究都有十分重要的意义。

目前国内外的脑循环分析仪只能对反映脑循环功能的动力学参数进行计算分析，并不能对引起脑血管疾病的主要原因——动脉粥样硬化进行早期的诊断；而且在动力学参数的计算方面，大多不检测或使用精度不高的 A 超或 M 超检测血管管径，给分析结果带来了很大的误差。

#### 发明内容

本发明所要解决的技术问题在于设计一种可以对脑血管动脉粥样硬化和脑循环动力学特性进行全面综合诊断的脑血管系统功能及脑循环动力学分析方法和仪器，以克服现有技术存在的上述缺陷。

本发明心脑血管循环分析包括对脑血管动脉粥样硬化程度及易发程度的分析以及对脑循环动力学的分析。

本发明中使用颈动脉血管的横向和纵向断层扫描影像学指标和颈动脉血管壁的切应力指标（最大值 $\tau_{max}$ ，平均值 $\tau_{mean}$ ，最小值 $\tau_{min}$ ，以及舒张期末期的渐进值 $\tau_d$ 等）作为脑血管动脉粥样硬化程度及易发程度的分析指标。其中影像学指标（包括血管壁中膜厚度和光滑程度）可以对动脉粥样硬化程度进行判断，切应力指标可以对动脉粥样硬化的易发程度进

行判断，振荡的低切应力将易导致动脉粥样硬化的形成。

本发明中使用特性阻抗  $Z_c$ 、外周阻力  $R$ 、动态阻力  $DR$ 、临界压力  $C_p$  等脑循环动力学参数以及血流速度和血流量参数作为脑循环动力学的分析指标。参数的生理意义如下：

#### 1) 特性阻抗 $Z_c$

表示脉搏波在血管床中沿一个方向传播时所遇到的阻抗，它是反映病人检测时刻血管的软硬程度。临床上，动脉硬化、高血压和年龄增加等都可以引起  $Z_c$  异常升高。

#### 2) 外周阻力 $R$

表示血液在脑血管床中流动所遇到的阻力，是一个直接反映血液在脑外周血管床中流动畅通状况的指针。血管栓塞、梗塞、狭窄、血液粘度增大都将使  $R$  增大。

#### 3) 动态阻力 $DR$

表示脑血管系统的血液压力改变量与血液流量的相应改变量的关系。 $DR$  反映脑血流自身调节功能，与脑血管阻塞和脑动脉硬化程度有关。脑血管调节功能越差，脑动脉越硬化， $DR$  越大。

#### 4) 临界压力 $C_p$

表示启动血液在血管中流动的最低压力，它反映了脑血管的闭锁状态，颅内压增高、血液黏度增大和血管阻塞等引起血管闭锁的许多因素都会引起  $C_p$  增大。

本发明中分析方法所检测的指标是密切相关。例如，脑循环动力学指标中的特性阻抗  $Z_c$  等指标也可以在一定程度上对动脉粥样硬化进行判断。切应力的某些指标与脑循环功能也有一定的相关性。因此，两组指标的联合分析可以全面准确的对脑血管疾病进行早期预测及诊断。

本发明脑血管系统功能及脑循环动力学分析方法包括如下步骤：

(1) 应用血液粘度检测模块获得患者血液的粘度值  $\eta$ 。

(2) 应用 B 超检测模块获得患者颈动脉的超声图像，应用图像处理方法获得人体颈动脉的血管管径  $D$  以及血管壁中膜厚度和光滑程度等指标。

(3) 应用连续波多普勒血流速度波形检测模块，检测出颈动脉的血流速度波形及数值： $V(t)$ 。结合 (2) 所获得的血管管径  $D$ ，计算出颈动脉的血流量波形及数值： $Q(t)$ 。并使用数学方法获得患者的心动周期  $T$ ，从而计算出脉动流的基频  $\omega = \frac{2\pi}{T}$ 。

(4) 根据测得的血液粘度  $\eta$ ，血管管径  $D$  和脉动流的基频  $\omega$  计算出 Womersley 数： $\alpha = \frac{D}{2} \sqrt{\frac{\omega \rho}{\eta}}$ ， $\rho$  为血液密度的正常值。

对血流量波形进行 Fourier 级数形式分解：

$$Q(t) = Q_0 + \sum_{n=1}^M Q_n e^{in\omega t}$$

根据切应力计算公式计算出血管壁切应力的波形及数值：

$$\tau(t) = \frac{8\eta Q_0}{\pi D^3} + \frac{8\eta}{\pi D^3} \sum_{n=1}^M \frac{J_1(\sqrt{n}\alpha i^{3/2}) \cdot n \cdot \alpha^2 Q_n e^{in\omega t}}{(J_0(\sqrt{n}\alpha i^{3/2}) \cdot \sqrt{n}\alpha \cdot i^{3/2} - 2J_1(\sqrt{n}\alpha i^{3/2}))}$$

其中  $J_i(x)$  为第一类  $i$  阶的 Bessel 函数； $M$  为 Fourier 分解的阶数。

(5) 对颈动脉血管壁切应力波形及数值进行数据处理，获得一个心动周期内的切应力的最大值  $\tau_{\max}$ ，平均值  $\tau_{mean}$ ，最小值  $\tau_{\min}$ ，以及舒张期末期的渐进值  $\tau_d$  等指标。

(6) 应用生理压力检测模块检测患者颈动脉的压力搏动波形，并使用患者的收缩压  $P_s$  和舒张压  $P_d$ ，对压力波形进行标定，从而得到颈动脉的压力波形及数值  $P(t)$ 。

(7) 对所获得的颈动脉血流量波形及数值  $Q(t)$  进行数据处理获得

最大流量  $Q_{\max}$ ，平均流量  $Q_{\text{mean}}$ ，最小流量  $Q_{\min}$ 。

(8) 计算脑血管的特性阻抗  $Z_c$ 、外周阻力  $R$ 、动态阻力  $DR$ 、临界压力  $C_p$  等脑循环动力学参数。

对  $P(t)$ ， $Q(t)$  进行 Fourier 分解：

$$P(t) = P_0 + \sum_{n=1}^M P_n e^{in\omega t}, \quad Q(t) = Q_0 + \sum_{n=1}^M Q_n e^{in\omega t}$$

根据公式  $Z_c = \frac{1}{k-2} \sum_{n=3}^k \frac{P_n}{Q_n}$ ， $k=13$  计算特性阻抗  $Z_c$

根据公式  $R = \frac{P_0}{Q_0} - Z_c$  计算外周阻力  $R$

根据公式  $DR = \frac{P_s - P_d}{Q_{\max} - Q_{\min}}$  计算动态阻力  $DR$

根据公式  $C_p = P_d - DR \cdot Q_{\min}$  计算临界压力  $C_p$

为了更好的实施本发明，根据该分析方法设计了相应的脑血管系统功能及脑循环动力学分析仪器。包括 3 个部分：检测系统、采集分析系统和数据存储与输出部分。所述检测系统包括血液粘度检测模块、B 型超声检测模块、生理压力检测模块和连续波多普勒血流速度波形检测模块；其中血液粘度检测模块用于检测患者的血液粘度，B 型超声检测模块用于检测患者的颈动脉血管的横向和纵向断层扫描图像以及血管管径，生理压力检测模块用于检测患者的血压波形，连续波多普勒血流速度波形检测模块用于检测患者的颅外颈动脉的血流速度波形及数值。

所述采集分析系统包括计算机、将检测系统获得的模拟信号转换成数字信号的 A/D 卡、图像采集卡、无源底板以及根据上述分析方法所编写的用于脑循环动力学参数分析的分析计算软件，所述 A/D 卡，图像采集卡和计算机主板通过无源底板上的 ISA 插槽并联。其中检测系统包括血液粘度检测模块，B 型超声检测模块，生理压力检测模块和连续

波多普勒血流速度波形检测模块。

检测系统中的连续波多普勒血流速度波形检测模块和生理压力检测模块所获得的模拟信号通过 A/D 卡转变成数字信号，B 型超声检测模块所检测的颈动脉图像通过图像采集卡与计算机通讯，血液粘度检测模块通过计算机主板上的串口与计算机通讯。分析计算软件是根据本发明方法而编制的，它可以根据检测系统所获得的数据，对血管壁切应力以及脑循环动力学参数进行计算分析，然后输出颈动脉动脉粥样硬化分析报告和脑循环动力学分析报告。

数据存储与输出部分包括包括硬盘、软盘、打印机、显示屏等，它可以将采集分析系统计算出的患者指标与主机内储存的正常参考值对比判断，输出分析结果，为临床分析提供定量指标。

由以上公开的技术方案可知：本发明的分析指标中增加了反映脑血管动脉粥样硬化程度及易发程度的颈动脉血管的影像学指标与切应力指标，这些指标可以对引起脑血管疾病的主要原因——动脉粥样硬化进行早期的诊断和分析，因此结合反映脑循环功能的动力学参数可以对脑血管疾病的预防、早期诊断等进行更全面的分析。在脑循环动力学参数检测方面，由于使用 B 型超声检测模块来检测血管管径，相比其它使用 A 超、M 超或不检测管径的仪器，很大程度上提高了检测的准确性，从而可以更准确的获得分析参数。

#### 附图说明

图 1 为本发明数据流程框图；

图 2 为本发明分析仪器的结构框图；

图 3 为本发明分析仪器的操作流程框图。

#### 具体实施方式

下面结合附图进一步说明本发明。

参见图 1 可以看出本发明脑血管系统功能及脑循环动力学分析方法的数据流程如下：首先应用 B 型超声检测模块，检测颈动脉血管的横向和纵向断层扫描图像，对图像信息进行数据处理，获得颈动脉血管的影像学数据和血管管径  $D$ ；然后应用连续波多普勒血流速度波形检测模块，检测出颈动脉的血流速度波形及数值： $V(t)$ ，再结合血管管径数据，计算出颈动脉血流量波形及数值： $Q(t)$ ；应用血液粘度检测模块，检测血液粘度  $\eta$ ，再结合颈动脉血流量波形及数值，计算出颈动脉血管壁的切应力指标，然后结合颈动脉血管的影像学数据输出颈动脉动脉粥样硬化分析报告；应用生理压力检测模块，检测颈动脉压力波形及数值： $P(t)$ ，再结合颈动脉血流量波形及数值，进行脑循环动力学分析，从而输出脑循环动力学分析报告。

参见图 2，本发明脑血管系统功能及脑循环动力学分析仪器包括检测系统、采集分析系统和数据存储与输出系统，检测系统包括用于检测患者的血液粘度的血液粘度检测模块，用于检测患者的颈动脉血管的横向和纵向断层扫描图像以及血管管径的 B 型超声检测模块，用于检测患者的血压波形的生理压力检测模块和用于检测患者的颅外颈动脉的血流速度波形及数值的连续波多普勒血流速度波形检测模块。

采集分析系统包括计算机、将检测系统获得的模拟信号转换成数字信号的 A/D 卡、图像采集卡、无源底板以及根据权利要求 1 中分析方法所编写的用于脑循环动力学参数分析的分析计算软件，所述 A/D 卡，图像采集卡和计算机主板通过无源底板上的 ISA 插槽并联。检测系统中的连续波多普勒血流速度波形检测模块和生理压力检测模块所获得的模拟信号通过 A/D 卡转变成数字信号，B 型超声检测模块所检测的颈动脉图像通过图像采集卡与计算机通讯，血液粘度检测模块通过计算机主板上的串口与计算机通讯。

数据存储与输出系统包括包括硬盘、软盘、打印机、显示屏等，它可以将采集分析系统计算出的患者指标与主机内储存的正常参考值对比判断，输出分析结果，为临床分析提供定量指标。

根据图 3，可知本发明分析仪器的操作流程框图，打开软件后，新建新病员档案或开启已有病员档案，然后输入或者修改病员信息。确认后应用检测系统对患者进行流速、血压、B 超、血粘度检测。检测完毕后，分析计算软件对数据进行计算分析。存盘后即可预览或打印脑血管动脉粥样硬化分析报告和脑循环动力学分析报告。

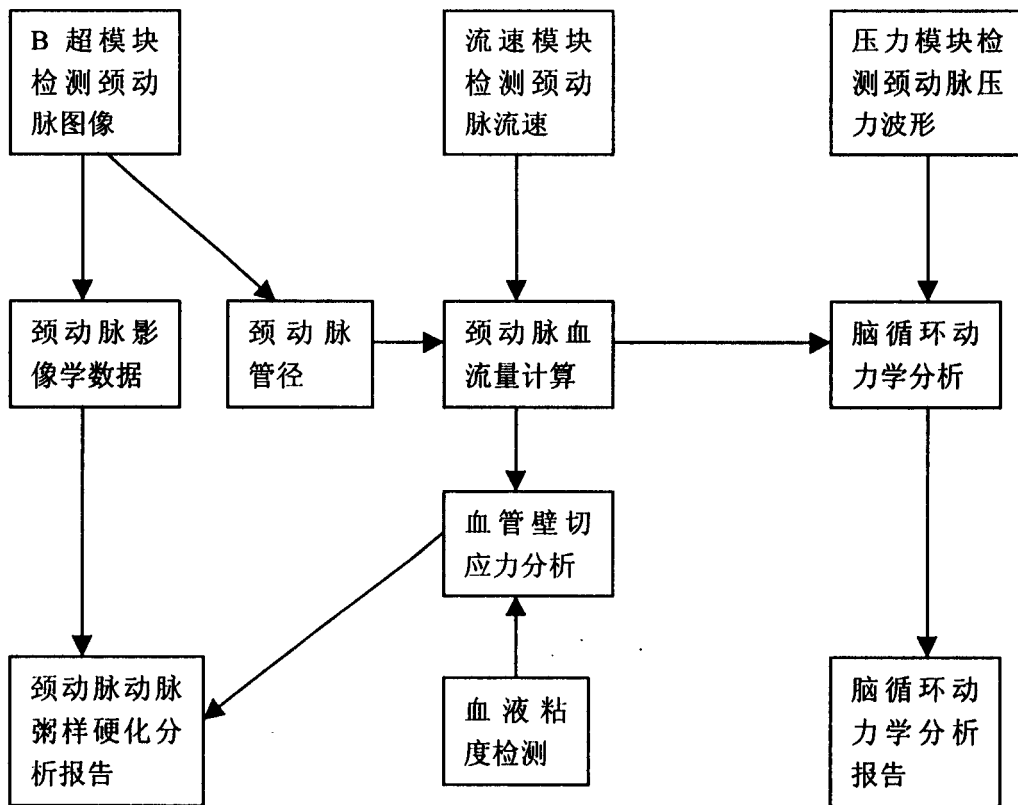


图 1

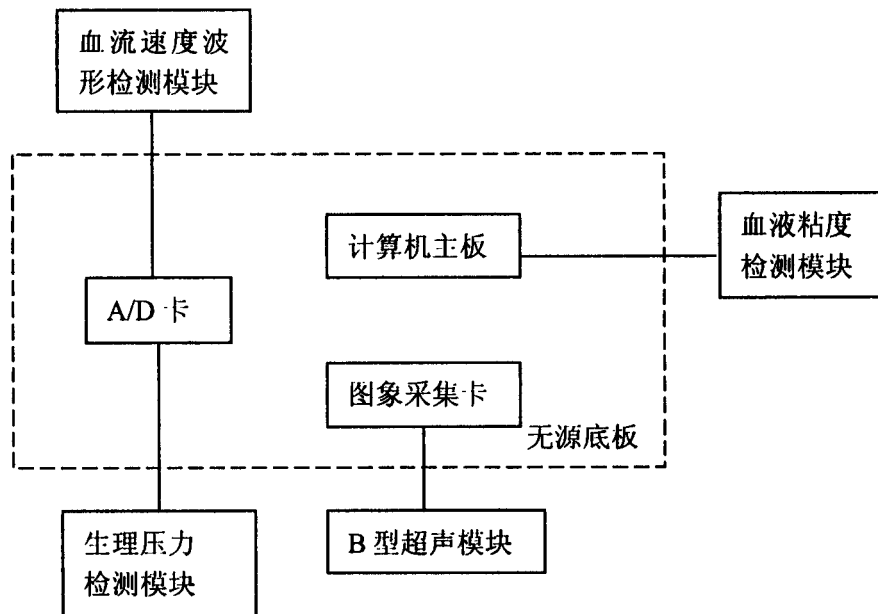


图 2

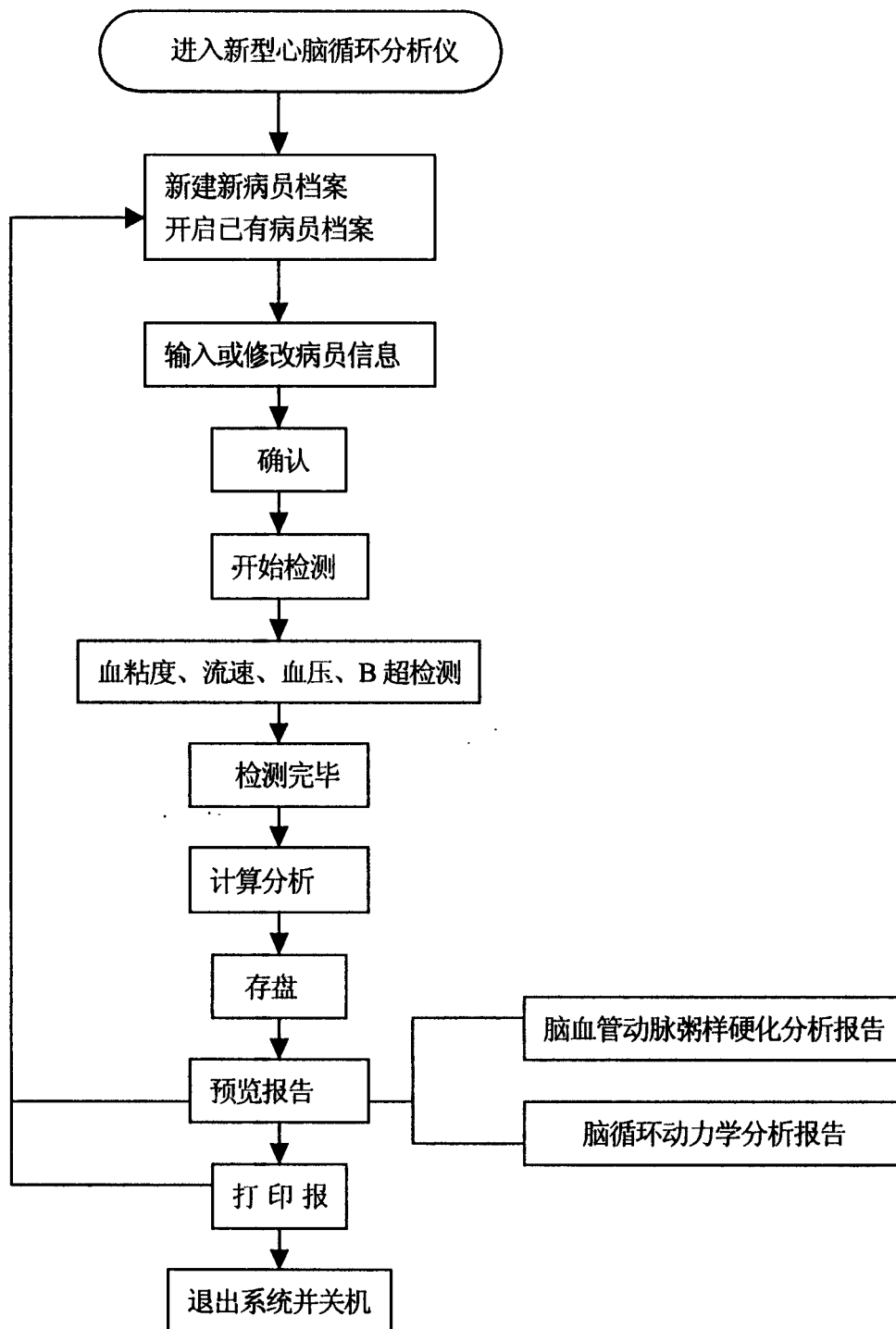


图 3

专利名称(译)	脑血管系统功能及脑循环动力学分析方法和仪器		
公开(公告)号	<a href="#">CN1631316A</a>	公开(公告)日	2005-06-29
申请号	CN200510023183.X	申请日	2005-01-10
[标]发明人	龚剑秋 陆瑾 丁光宏 俞瑞朝 程晋		
发明人	龚剑秋 陆瑾 丁光宏 俞瑞朝 程晋		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/02 A61B5/145 A61B8/13		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种脑血管系统功能及脑循环动力学分析方法，本发明分析方法的分析指标中增加了反映脑血管动脉粥样硬化程度及易发程度的颈动脉血管的影像学指标与切应力指标，这些指标可以对引起脑血管疾病的主要原因——动脉粥样硬化进行早期的诊断和分析，结合反映脑循环功能的动力学参数可以对脑血管疾病的预防、早期诊断等进行更全面的分析。根据该方法还发明了相应的分析仪器，该仪器采用B型超声检测模块来检测血管管径，相比其它使用A超、M超或不检测管径的仪器，在很大程度上提高了检测的准确性，从而可以更准确的获得分析参数。该发明对脑循环生理和脑血管疾病的基础研究及临床应用都具有重要意义。

