

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

G06F 17/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510026420.8

[43] 公开日 2006 年 1 月 25 日

[11] 公开号 CN 1723836A

[22] 申请日 2005.6.2

[21] 申请号 200510026420.8

[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 张君

[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 钟玉敏

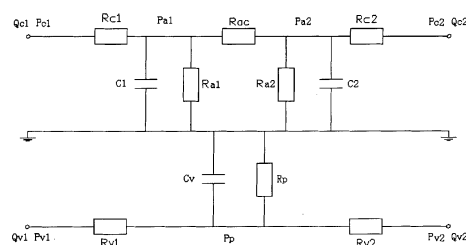
权利要求书 5 页 说明书 9 页 附图 1 页

[54] 发明名称

脑循环血液动力学简便分析方法和仪器

[57] 摘要

本发明公开了一种脑循环血液动力学简便分析方法及根据该分析方法而设计的分析仪器，本发明根据脑 Willis 环的特点，将大脑分为左前、右前和后部三个部分，建立脑循环血液动力学 11 单元等效电路网络模型以及相应的控制方程，通过控制方程求得大脑这三部分的血流量和灌注压以及前代偿信息。从而可以进一步计算获得这三部分的临界压力，动态阻力等其他一些动力学参数。本发明具有检测参数少，检测时间短以及检测完成率高等优点。本发明分析仪器克服了目前脑循环分析仪在临床上经常会遇到的检测不全患者的颅内血管流速信息时不能进行脑循环动力学分析的缺陷。



1. 一种脑循环血液动力学简便分析方法，根据脑 Willis 环的特点，建立脑循环血液动力学等效电路网络模型，其特征在于，将大脑动脉系统分成左前、右前和后部三个部分；每部分分别采用一个流阻器和一个流容器模拟，使用一个流阻器描述前交通动脉，将左右侧颈动脉系统联成一体，分别使用一个流阻器模拟每段颈动脉和椎动脉，在此基础上建立脑循环血液动力学 11 单元等效电路网络模型。

2. 根据权利要求 1 所述得脑循环血液动力学简便分析方法，其特征在于，在所述 11 单元等效电路模型中，在左颈动脉入口端用一个流阻 R_{C1} 模拟颈动脉阻力，在其后并联连接模拟左前大脑动脉顺应性的流容 C_{C1} 和模拟左前大脑动脉阻力的流阻 R_{a1} ，在右颈动脉入口端用一个流阻 R_{C2} 模拟颈动脉阻力，在其后并联连接模拟右前大脑动脉顺应性的流容 C_{C2} 和模拟右前大脑动脉阻力的流阻 R_{a2} ，在流阻 R_{C1} 和 R_{a1} 的结点与流阻 R_{C2} 和 R_{a2} 的结点之间采用一流阻 R_{ac} 模拟前交通动脉，通过流阻 R_{ac} 将左右侧颈动脉系统联成一体，在椎动脉入口端用一个流阻 R_{V1} 、 R_{V2} 分别模拟左右椎动脉的阻力， R_{V1} 与 R_{V2} 的结点处并联连接模拟后部大脑动脉顺应性的流容 C_v 和模拟后部大脑动脉阻力的流阻 R_p 。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的脑循环血液动力学简便分析方法，其特征在于，由上述 11 单元等效网络模型建立如下脑循环系统控制方程：

$$C_1 \frac{dP_{a1}}{dt} = -Q_{a1} + Q_{c1} - Q_{ac} \quad (1)$$

$$C_2 \frac{dP_{a2}}{dt} = -Q_{a2} + Q_{c2} + Q_{ac} \quad (2)$$

$$C_v \cdot \frac{dP_p}{dt} = -Q_p + Q_{v1} + Q_{v2} \quad (3)$$

$$0 = -R_{c1} \cdot Q_{c1} + P_1 - P_{a1} \quad (4)$$

$$0 = -R_{c2} \cdot Q_{c2} + P_2 - P_{a2} \quad (5)$$

$$0 = -P_{a1} + Q_{ac} \cdot R_{ac} + P_{a2} \quad (6)$$

$$0 = -R_{v1} \cdot Q_{v1} + P_3 - P_p \quad (7)$$

$$0 = -R_{v2} \cdot Q_{v2} + P_4 - P_p \quad (8)$$

$$0 = Q_{a1} \cdot R_{a1} - P_{a1} \quad (9)$$

$$0 = Q_{a2} \cdot R_{a2} - P_{a2} \quad (10)$$

$$0 = Q_p \cdot R_p - P_p \quad (11)$$

其中 P_{c1} , P_{c2} , P_{v1} , P_{v2} 分别表示左右颈动脉和左右椎动脉入口端的压力, R_{c1} 、 R_{c2} 表示左右颈动脉的阻力, R_{v1} 、 R_{v2} 表示左右椎动脉的阻力, R_{ac} 为前交通动脉的阻力, R_{a1} 、 R_{a2} 和 R_p 分别表示大脑左前、右前和后部的动脉阻力, C_1 、 C_2 和 C_v 分别表示大脑左前、右前和后部的动脉顺应性, Q_i 为通过相应流阻的流量值。

4、根据权利要求 3 所述的脑循环血液动力学简便分析方法, 其特征在于具体步骤如下:

(1) 应用血液脉动压力检测模块检测患者两侧颈动脉和椎动脉的压力搏动波形, 并使用患者肱动脉的收缩压 P_s 和舒张压 P_d , 对压力波形进行标定, 从而得到患者两侧颈动脉和椎动脉的压力波形及数值 $P_c(t)$ 、 $P_v(t)$;

(2) 应用 B 型超声模块或 A 超模块获得患者两侧颈动脉和椎动脉的血管管径, 若椎动脉管径检测不出则使用生理实际假定;

(3) 应用 DSA 和 MRA 数据得到大脑前交通动脉的长度和直径或者根据生理实际假定, 根据公式 $R = 1.63l/d^4$ 计算前交通动脉阻力 R_{ac} ;

(4) 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: $V_c(t)$, 结合 (2) 所获得的血管管径, 计算出颈

动脉的血流量波形及数值: $Q_c(t)$;

(5) 应用经颅多普勒超声模块 (TCD) 检测两侧大脑椎动脉的血流速度波形及数值: $V_v(t)$, 结合 (2) 所获得的血管管径, 计算出颈动脉的血流量波形及数值: $Q_v(t)$;

(6) 对所获得的颈动脉和椎动脉血流量波形及数值 $Q_c(t)$ 和 $Q_v(t)$ 进行数据处理分别获得两侧颈动脉和椎动脉的最大流量 $Q_{\max}$, 平均流量 Q_{mean} , 最小流量 $Q_{\min}$, 根据公式 $DR = \frac{P_s - P_d}{Q_{\max} - Q_{\min}}$ 和 $CP = P_d - DR \cdot Q_{\min}$ 等计算两

侧颈动脉和椎动脉的动态阻力 DR 和临界压力 CP 等动力学参数;

(7) 根据血管输入阻抗公式计算两侧颈动脉和椎动脉的阻力 R_{c1} 、 R_{c2} 、 R_{v1} 、 R_{v2} , 其中 P_{cin} 、 Q_{cin} 、 P_{vin} 、 Q_{vin} 分别为 P_{ci} 、 Q_{ci} 、 P_{vi} 、 Q_{vi} 波形第 n 次 Fourier 变换的模;

$$|Z_{cin}| = P_{cin} / Q_{cin}, \quad |Z_{vin}| = P_{vin} / Q_{vin},$$

$$R_{ci} = \frac{1}{k-2} \sum_{j=3}^k |Z_{cij}|, \quad R_{vi} = \frac{1}{k-2} \sum_{j=3}^k |Z_{vij}|,$$

其中 $i=1,2$; $n=1,\dots,K$, K 可取 10, 11 或 12;

(8) 根据如下的公式计算大脑各部分的阻力值:

$$R_{a1} = \frac{\int_0^T (P_{c1} - R_{c1} \cdot Q_{c1}) dt}{\int_0^T Q_{c1} dt - \frac{1}{R_{ac}} \int_0^T (P_{c1} - P_{c2} + R_{c2} \cdot Q_{c2} - R_{c1} \cdot Q_{c1}) dt}$$

$$R_{a2} = \frac{\int_0^T (P_{c2} - R_{c2} \cdot Q_{c2}) dt}{\int_0^T Q_{c2} dt - \frac{1}{R_{ac}} \int_0^T (P_{c2} - P_{c1} + R_{c1} \cdot Q_{c1} - R_{c2} \cdot Q_{c2}) dt}$$

$$R_p = \frac{\int_0^T (P_{v1} - R_{v1} \cdot Q_{v1} + P_{v2} - R_{v2} \cdot Q_{v2}) dt}{2 \int_0^T (Q_{v1} + Q_{v2}) dt}$$

其中 T 表示心动周期, R_{ac} 为前交通阻力;

(9) 根据如下的公式计算各部分的顺应性:

$$C_1 = \frac{\int_0^T \left(Q_{c1} - \frac{(P_{c1} - R_{c1} \cdot Q_{c1})}{R_{a1}} - \frac{P_{c1} - P_{c2} + R_{c2} \cdot Q_{c2} - R_{c1} \cdot Q_{c1}}{R_{ac}} \right) \cos \frac{2\pi t}{T} dt}{\frac{2\pi}{T} \int_0^T (P_{c1} - R_{c1} \cdot Q_{c1}) \sin \frac{2\pi t}{T} dt}$$

$$C_2 = \frac{\int_0^T \left(Q_{c2} - \frac{(P_{c2} - R_{c2} \cdot Q_{c2})}{R_{a2}} - \frac{P_{c2} - P_{c1} + R_{c1} \cdot Q_{c1} - R_{c2} \cdot Q_{c2}}{R_{ac}} \right) \cos \frac{2\pi t}{T} dt}{\frac{2\pi}{T} \int_0^T (P_{c2} - R_{c2} \cdot Q_{c2}) \sin \frac{2\pi t}{T} dt}$$

$$C_v = \frac{\int_0^T \left(Q_{v1} + Q_{v2} - \frac{P_{v1} - R_{v1} \cdot Q_{v1} + P_{v2} - R_{v2} \cdot Q_{v2}}{2R_p} \right) \cos \frac{2\pi t}{T} dt}{\frac{\pi}{T} \int_0^T (P_{v1} - R_{v1} \cdot Q_{v1} + P_{v2} - R_{v2} \cdot Q_{v2}) \sin \frac{2\pi t}{T} dt}$$

(10) 根据所计算的大脑左前、右前和后部的动脉阻力值和顺应性, 通过控制方程 (4~11) 可以求得大脑这三部分的血流量和灌注压以及前代偿信息, 从而可以进一步计算获得这三部分的临界压力, 动态阻力等其他一些动力学参数。

5、根据权利要求 1 至 4 任一项所述的脑循环血液动力学简便分析方法所使用的脑循环血液动力学简便分析仪器, 包括检测系统、数据采集系统和计算分析系统, 其特征在于, 所述检测系统包括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检测模块、用于检测患者大脑椎动脉的血流速度波形及数值的经颅多普勒检测模块、用于检测患者颈动脉和椎动脉的管径的 B 型超声检测模块、用于检测患者颈动脉和椎动脉的血压波形的血液脉动压力检测模块以及用于触发动截取波形作平均的心电检测模块; 所述数据采集分析系统包括图象采集卡和 A/D 卡; 所述计算分析系统包括工控计算机、无源底板以及根据权利要求 4 所编写的用于脑循环动力学参数分析的分析计算软件。

6、根据权利要求 5 所述的脑循环血液动力学简便分析仪器, 其特征在于检测系统中的连续波多普勒流速检测模块、生理压力检测模块和

心电检测模块所获得的模拟信号通过 A/D 卡转变成数字信号与计算机通讯，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，检测系统获得的数据经过计算分析系统中的分析软件计算后与生理正常参考值比较输出分析报告。

脑循环血液动力学简便分析方法和仪器

技术领域

本发明属医疗技术领域，具体地说，是一种脑循环血液动力学简便分析方法以及根据该方法而设计的分析仪器。

背景技术

脑血管疾病是严重威胁人类健康的三大疾病之一。该疾病具有发病率高、致残率高、死亡率高和复发率高的特点，是中老年人致死和致残的主要疾病。大量的临床和动物实验表明，许多脑血管疾病在发病前期，脑血管动力学参数往往已经有显著改变，而且这些动力学改变常常要明显早于形态学的改变。对于早期动力学参数异常者，如果经过积极的预防和治疗，其动力学参数可能恢复正常。因此准确而无创伤的检测脑血管血液动力学参数无论是对于脑血管疾病的早期诊断、脑血管疾病治疗措施疗效的客观评价，还是对于脑循环的生理、病理学研究都有十分重要的意义。

脑循环动脉系统，主要由颈动脉，椎一基底动脉和颅底 Willis 环等构成一个脑内供血网。血液分别从左右颈内动脉和左右椎动脉流入这个网络。由于脑血管深深包围在颅骨以内，因此对这样一个多源网络内的血液运动规律及各个分支动脉区的力学特性的分析，只能通过对脑血管系统建模的方法间接获得。

国外七十年代末，国内八十年代末，相继发明了从颈总动脉测量颈动脉系统血管特性的方法及仪器。由于模型方法过于简单，这类仪器只能对颈动脉血管作定量描述与分析，但无法对整个脑循环特别是椎一基底动脉系统及 Willis 环等进行检测与分析。而且实际上，由于未考虑 Willis

环的代偿情况，这些仪器计算分析的颈动脉脑血管动力学参数也不太准确，应用到临床往往存在着一定比例的假阳性与假阴性。

本发明人的两篇已授权中国专利 ZL96116339.9 和 ZL95111513.8，分别公开了一种脑 Willis 环循环动力学分析方法及仪器和一种脑循环血液动力学分析方法及仪器，这两个专利采用的是同一 32 单元全脑分析模型，不同的计算方法。采用这两种方法所研制的脑循环分析仪，可以较准确的获得颅内主要血管的阻力、弹性、血流量、脑血管调节和脑血流代偿功能等指标，在脑血管病早期检测和脑血管功能检测等方面得到了很好的临床应用。但是因为参数分析时所需颅内脑血管的血流信息较多：除了颈动脉血流信息外，它还需要全部准确检测到大脑前、中、后及椎动脉的血流信息，否则就不能进行全脑分析，而根据目前 TCD 的技术水平，并不是所有的人的颅内血管流速信息都能准确测全，这也在一定程度上限制了这类脑循环分析仪在临床上的进一步推广。

发明内容

本发明所要解决的技术问题在于设计一种只需获得大脑椎动脉和颈动脉血流、压力信息便能对脑循环血液动力学特性进行便捷无损伤检测分析的方法及仪器，以克服已有的脑循环动力学特性分析方法存在的所需检测参数过多，检测时间过长以及检测完成率很低等缺点。

本发明是这样构思的，根据脑 Willis 环的特点，我们将大脑分为三部分考虑分析，分别为左前：包括左大脑前动脉与左大脑中动脉区；右前：包括右大脑前动脉与右大脑中动脉区；后部：包括左右大脑后动脉以及基底动脉区。根据生理解剖数据，后交通动脉和前交通动脉相比要细长的多，可以看出后交通动脉的阻力远大于前交通动脉，因此，为了降低反问题求解难度，忽略后交通的代偿，只考虑前交通的代偿。

本发明解决技术问题的技术方案如下：

一种脑循环血液动力学简便分析方法，根据脑 Willis 环的特点，建

立脑循环血液动力学等效电路网络模型，其特征在于，将大脑动脉系统分成左前、右前和后部三个部分；每部分分别采用一个流阻器和一个流容器模拟，使用一个流阻器描述前交通动脉，将左右侧颈动脉系统联成一体，分别使用一个流阻器模拟每段颈动脉和椎动脉，建立脑循环血液动力学 11 单元等效电路网络模型。

在所述 11 单元等效电路模型中，在左颈动脉入口端用一个流阻 R_{C1} 模拟颈动脉阻力，在其后并联连接模拟左前大脑动脉顺应性的流容 C_{C1} 和模拟左前大脑动脉阻力的流阻 R_{a1} ，在右颈动脉入口端用一个流阻 R_{C2} 模拟颈动脉阻力，在其后并联连接模拟右前大脑动脉顺应性的流容 C_{C2} 和模拟右前大脑动脉阻力的流阻 R_{a2} ，在流阻 R_{C1} 和 R_{a1} 的结点与流阻 R_{C2} 和 R_{a2} 的结点之间采用一流阻 R_{ac} 模拟前交通动脉，通过流阻 R_{ac} 将左右侧颈动脉系统联成一体，在椎动脉入口端用一个流阻 R_{V1} 、 R_{V2} 分别模拟左右椎动脉的阻力， R_{V1} 与 R_{V2} 的结点处并联连接模拟后部大脑动脉顺应性的流容 C_v 和模拟后部大脑动脉阻力的流阻 R_p 。

模型如图 1 所示。其中 P_{c1} ， P_{c2} ， P_{v1} ， P_{v2} 分别表示左右颈动脉和左右椎动脉入口端的压力， R_{c1} 、 R_{c2} 表示左右颈动脉的阻力， R_{v1} 、 R_{v2} 表示左右椎动脉的阻力， R_{ac} 为前交通动脉的阻力， R_{a1} 、 R_{a2} 和 R_p 分别表示大脑左前、右前和后部的阻力， C_1 、 C_2 和 C_v 分别表示大脑左前、右前和后部的顺应性， Q_i 为通过相应流阻的流量值。

对该脑循环 11 单元等效网络系统，应用电路分析方法可建立如下的状态方程：

$$C_1 \frac{dP_{a1}}{dt} = -Q_{a1} + Q_{c1} - Q_{ac} \quad (1)$$

$$C_2 \frac{dP_{a2}}{dt} = -Q_{a2} + Q_{c2} + Q_{ac} \quad (2)$$

$$C_v \cdot \frac{dP_p}{dt} = -Q_p + Q_{v1} + Q_{v2} \quad (3)$$

$$0 = -R_{c1} \cdot Q_{c1} + P_1 - P_{a1} \quad (4)$$

$$0 = -R_{c2} \cdot Q_{c2} + P_2 - P_{a2} \quad (5)$$

$$0 = -P_{a1} + Q_{ac} \cdot R_{ac} + P_{a2} \quad (6)$$

$$0 = -R_{v1} \cdot Q_{v1} + P_3 - P_p \quad (7)$$

$$0 = -R_{v2} \cdot Q_{v2} + P_4 - P_p \quad (8)$$

$$0 = Q_{a1} \cdot R_{a1} - P_{a1} \quad (9)$$

$$0 = Q_{a2} \cdot R_{a2} - P_{a2} \quad (10)$$

$$0 = Q_p \cdot R_p - P_p \quad (11)$$

本发明中，具体地，根据所建立的 11 单元模型及状态方程，可以由如下步骤快速精确地获得全脑地脑循环动力学参数：

(1) 应用血液脉动压力检测模块检测患者两侧颈动脉和椎动脉的压力搏动波形，并使用患者肱动脉的收缩压 P_s 和舒张压 P_d ，对压力波形进行标定，从而得到患者两侧颈动脉和椎动脉的压力波形及数值 $P_c(t)$ 、 $P_v(t)$ 。

(2) 应用 B 型超声模块或 A 超模块获得患者两侧颈动脉和椎动脉的血管管径，若椎动脉管径检测不出则使用生理实际假定。

(3) 应用 DSA 和 MRA 数据得到大脑前交通动脉的长度和直径或者根据生理实际假定，根据公式 $R = 1.63l/d^4$ 计算前交通动脉阻力 R_{ac} 。

(4) 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： $V_c(t)$ 。结合 (2) 所获得的血管管径，计算出颈动脉的血流量波形及数值： $Q_c(t)$ 。

(5) 应用经颅多普勒超声模块 (TCD) 检测两侧大脑椎动脉的血流速度波形及数值： $V_v(t)$ 。结合 (2) 所获得的血管管径，计算出颈动脉的血流量波形及数值： $Q_v(t)$ 。

(6) 对所获得的颈动脉和椎动脉血流量波形及数值 $Q_c(t)$ 和 $Q_v(t)$ 进

行数据处理分别获得两侧颈动脉和椎动脉的最大流量 $Q_{\max}$ ，平均流量 Q_{mean} ，最小流量 $Q_{\min}$ 。根据公式 $DR = \frac{P_s - P_d}{Q_{\max} - Q_{\min}}$ 和 $CP = P_d - DR \cdot Q_{\min}$ 等计算两侧颈动脉和椎动脉的动态阻力 DR 和临界压力 CP 等动力学参数。

(7) 根据血管输入阻抗公式计算两侧颈动脉和椎动脉的阻力 R_{c1} 、 R_{c2} 、 R_{v1} 、 R_{v2} 。其中 P_{cin} 、 Q_{cin} 、 P_{vin} 、 Q_{vin} 分别为 P_{ci} 、 Q_{ci} 、 P_{vi} 、 Q_{vi} 波形第 n 次 Fourier 变换的模；

$$|Z_{cin}| = P_{cin} / Q_{cin}, \quad |Z_{vin}| = P_{vin} / Q_{vin},$$

$$R_{ci} = \frac{1}{k-2} \sum_{j=3}^k |Z_{cij}|, \quad R_{vi} = \frac{1}{k-2} \sum_{j=3}^k |Z_{vij}|,$$

其中 $i=1,2$ ； $n=1,\dots,K$ ， K 可取 10, 11 或 12。

(8) 根据如下的公式计算大脑各部分的阻力值：

$$R_{a1} = \frac{\int_0^T (P_{c1} - R_{c1} \cdot Q_{c1}) dt}{\int_0^T Q_{c1} dt - \frac{1}{R_{ac}} \int_0^T (P_{c1} - P_{c2} + R_{c2} \cdot Q_{c2} - R_{c1} \cdot Q_{c1}) dt}$$

$$R_{a2} = \frac{\int_0^T (P_{c2} - R_{c2} \cdot Q_{c2}) dt}{\int_0^T Q_{c2} dt - \frac{1}{R_{ac}} \int_0^T (P_{c2} - P_{c1} + R_{c1} \cdot Q_{c1} - R_{c2} \cdot Q_{c2}) dt}$$

$$R_p = \frac{\int_0^T (P_{v1} - R_{v1} \cdot Q_{v1} + P_{v2} - R_{v2} \cdot Q_{v2}) dt}{2 \int_0^T (Q_{v1} + Q_{v2}) dt}$$

其中 T 表示心动周期。 R_{ac} 为前交通阻力，

(9) 根据如下的公式计算各部分的顺应性：

$$C_1 = \frac{\int_0^T \left(Q_{c1} - \frac{(P_{c1} - R_{c1} \cdot Q_{c1})}{R_{a1}} - \frac{P_{c1} - P_{c2} + R_{c2} \cdot Q_{c2} - R_{c1} \cdot Q_{c1}}{R_{ac}} \right) \cos \frac{2\pi t}{T} dt}{\frac{2\pi}{T} \int_0^T (P_{c1} - R_{c1} \cdot Q_{c1}) \sin \frac{2\pi t}{T} dt}$$

$$C_2 = \frac{\int_0^T \left(Q_{c2} - \frac{(P_{c2} - R_{c2} \cdot Q_{c2})}{R_{a2}} - \frac{P_{c2} - P_{c1} + R_{c1} \cdot Q_{c1} - R_{c2} \cdot Q_{c2}}{R_{ac}} \right) \cos \frac{2\pi t}{T} dt}{\frac{2\pi}{T} \int_0^T (P_{c2} - R_{c2} \cdot Q_{c2}) \sin \frac{2\pi t}{T} dt}$$

$$C_v = \frac{\int_0^T \left(Q_{v1} + Q_{v2} - \frac{P_{v1} - R_{v1} \cdot Q_{v1} + P_{v2} - R_{v2} \cdot Q_{v2}}{2R_p} \right) \cos \frac{2\pi t}{T} dt}{\frac{\pi}{T} \int_0^T (P_{v1} - R_{v1} \cdot Q_{v1} + P_{v2} - R_{v2} \cdot Q_{v2}) \sin \frac{2\pi t}{T} dt}$$

(10) 根据所计算的大脑左前、右前和后部的阻力值和顺应性, 通过控制方程 (4~11) 可以求得大脑这三部分的血流量和灌注压以及前代偿信息。从而可以进一步计算获得这三部分的临界压力, 动态阻力等其他一些动力学参数。

为了更好的实施本发明, 根据该分析方法设计了相应的脑循环血液动力学简便分析仪器。包括 3 个部分: 检测系统、数据采集系统和计算分析系统。

所述的检测系统包括连续波多普勒血流速度检测模块、经颅多普勒检测模块、B 型超声模块、血液脉动压力检测模块和心电检测模块; 其中连续波多普勒血流速度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, 经颅多普勒检测模块用于检测患者大脑椎动脉的血流速度波形及数值, B 型超声模块用于检测患者颈动脉和椎动脉的管径, 血液脉动压力检测模块用于检测患者颈动脉和椎动脉的血压波形, 心电检测模块用于脑循环分析仪流速和压力检测时触发自动截取波形作平均。

所述的数据采集系统包括图象采集卡、A/D 卡, 其中 A/D 卡将检测系统中获得的模拟信号转换成数字信号传送给计算分析系统的工控计算机, 图象采集卡也将检测系统中获得的 B 超图像采集给计算分析系统的工控计算机。

所述的计算分析系统包括工控计算机、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机软件。

检测系统中连续波多普勒流速检测模块、生理压力检测模块和心电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。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。检测系统获得的数据经过计算分析系统中的分析软件计算后与生理正常参考值比较输出分析报告。

本发明与现有技术相比具有如下优点：

首先，由于与现有技术相比，本发明只要检测到大脑椎动脉和颈动脉的压力和流量信息就可以进行脑循环动力学参数的分析，而现有技术还需获得大脑前、中、后六条动脉的流速信息。因此根据本发明所研制的脑循环分析仪的检测时间大大减少，目前检测每人只需 20 分钟左右，而根据现有技术所研制的脑循环分析仪需要将近 1 小时。

其次，在 TCD 的临床应用上，椎动脉颅内动脉中是最容易检测到流速信息的动脉血管，而大脑前、中、后动脉的检测难度则很大，尤其对于某些年纪较大或者颅窗不明显甚至闭合的患者，检测全大脑前、中、后动脉这六根血管的流速信息更是难上加难。因此根据本发明所研制的脑循环分析仪在临床应用中的检测完成率方面要远远高于现有技术研制的仪器，它克服了目前脑循环分析仪在临床上经常会遇到的检测不全患者的颅内血管流速信息时不能进行脑循环动力学分析的缺陷。

附图说明

图 1 为脑循环血液动力学 11 单元等效电路网络模型；

图 2 为本发明分析仪器的结构框图。

具体实施方式

下面结合附图进一步说明本发明。

参见图 1，本发明中脑循环血液动力学简便分析方法，根据脑 Willis 环的特点，将大脑动脉系统分成左前、右前和后部三个部分；每部分分别采用一个流阻器和一个流容器模拟，使用一个流阻器描述前交通动脉，将左右侧颈动脉系统联成一体，分别使用一个流阻器模拟每段颈动脉和椎动脉，在此基础上建立脑循环血液动力学 11 单元等效电路网络

模型。

在所述 11 单元等效电路模型中，在左颈动脉入口端用一个流阻 R_{C1} 模拟颈动脉阻力，在其后并联连接模拟左前大脑动脉顺应性的流容 C_{C1} 和模拟左前大脑动脉阻力的流阻 R_{a1} ，在右颈动脉入口端用一个流阻 R_{C2} 模拟颈动脉阻力，在其后并联连接模拟右前大脑动脉顺应性的流容 C_{C2} 和模拟右前大脑动脉阻力的流阻 R_{a2} ，在流阻 R_{C1} 和 R_{a1} 的结点与流阻 R_{C2} 和 R_{a2} 的结点之间采用一流阻 R_{ac} 模拟前交通动脉，通过流阻 R_{ac} 将左右侧颈动脉系统联成一体，在椎动脉入口端用一个流阻 R_{V1} 、 R_{V2} 分别模拟左右椎动脉的阻力， R_{V1} 与 R_{V2} 的结点处并联连接模拟后部大脑动脉顺应性的流容 C_V 和模拟后部大脑动脉阻力的流阻 R_p 。

其中 P_{c1} ， P_{c2} ， P_{v1} ， P_{v2} 分别表示左右颈动脉和左右椎动脉入口端的压力， R_{c1} 、 R_{c2} 表示左右颈动脉的阻力， R_{v1} 、 R_{v2} 表示左右椎动脉的阻力， R_{ac} 为前交通动脉的阻力， R_{a1} 、 R_{a2} 和 R_p 分别表示大脑左前、右前和后部的阻力， C_1 、 C_2 和 C_v 分别表示大脑左前、右前和后部的顺应性， Q_i 为通过相应流阻的流量值。

参见图 2，本发明脑循环血液动力学简便分析仪器包括检测系统、数据采集系统和计算分析系统。其中检测系统包括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检测模块，用于检测患者大脑椎动脉的血流速度波形及数值的经颅多普勒检测模块，用于检测患者颈动脉和椎动脉的管径的 B 型超声检测模块，用于检测患者颈动脉和椎动脉的血压波形的血液脉动压力检测模块以及用于触发自动截取波形作平均的心电检测模块。

数据采集系统包括图象采集卡和 A/D 卡，其中 A/D 卡将检测系统中获得的模拟信号转换成数字信号传送给计算分析系统的工控计算机，图象采集卡也将检测系统中获得的 B 超图像采集给计算分析系统的工控计算机。

计算分析系统包括工控计算机、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。检测系统中连续波多普勒流速检测模块、生理压力检测模块和心电检测模块所获得的模拟信号通过 A/D 卡转变成数字信号与计算机通讯，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。检测系统获得的数据经过计算分析系统中的分析软件计算后与生理正常参考值比较输出分析报告。

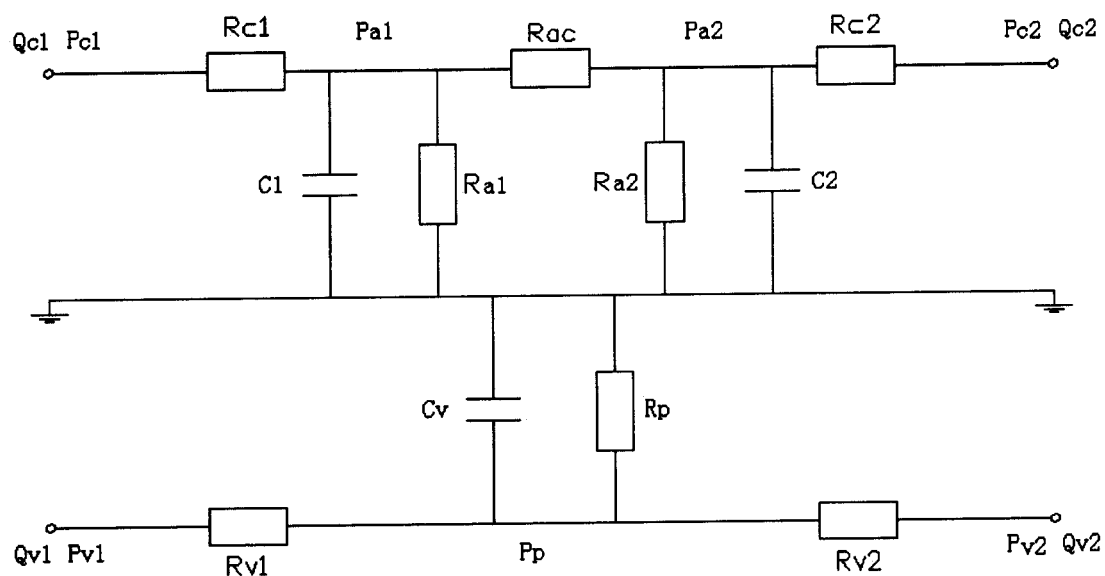


图 1

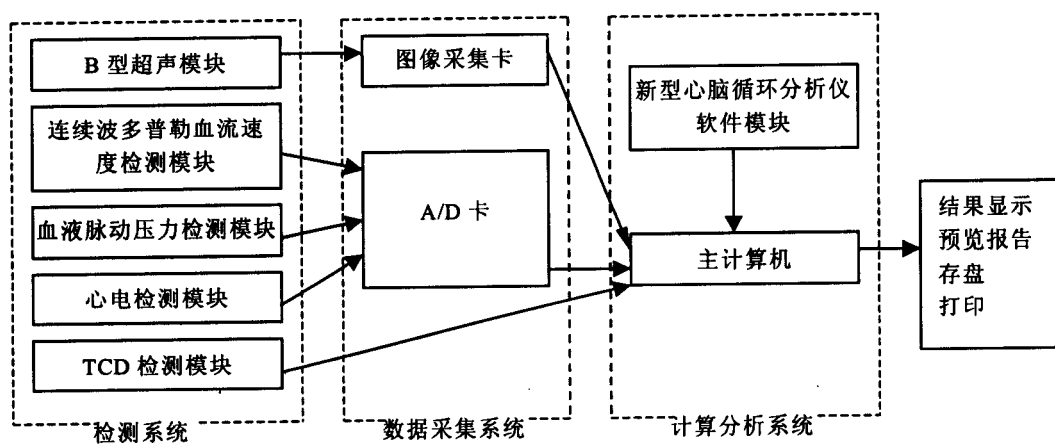


图 2

专利名称(译)	脑循环血液动力学简便分析方法和仪器		
公开(公告)号	CN1723836A	公开(公告)日	2006-01-25
申请号	CN200510026420.8	申请日	2005-06-02
[标]发明人	龚剑秋 陆瑾 丁光宏 张君		
发明人	龚剑秋 陆瑾 丁光宏 张君		
IPC分类号	A61B5/00 G06F17/00		
代理人(译)	钟玉敏		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种脑循环血液动力学简便分析方法及根据该分析方法而设计的分析仪器，本发明根据脑Willis环的特点，将大脑分为左前、右前和后部三个部分，建立脑循环血液动力学11单元等效电路网络模型以及相应的控制方程，通过控制方程求得大脑这三部分的血流量和灌注压以及前代偿信息。从而可以进一步计算获得这三部分的临界压力，动态阻力等其他一些动力学参数。本发明具有检测参数少，检测时间短以及检测完成率高等优点。本发明分析仪器克服了目前脑循环分析仪在临床上经常会遇到的检测不全患者的颅内血管流速信息时不能进行脑循环动力学分析的缺陷。

