



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102170832 A

(43) 申请公布日 2011.08.31

(21) 申请号 200980138750.2

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2009.10.01

A61B 8/02 (2006.01)

(30) 优先权数据

10-2008-0096949 2008.10.02 KR

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011.03.30

(86) PCT申请的申请数据

PCT/KR2009/005626 2009.10.01

(87) PCT申请的公布数据

W02010/038994 KO 2010.04.08

(71) 申请人 金洸台

地址 韩国首尔

申请人 玄锡山

(72) 发明人 金洸台

(74) 专利代理机构 北京润平知识产权代理有限公司

公司 11283

代理人 肖冰滨 南毅宁

权利要求书 4 页 说明书 21 页 附图 4 页

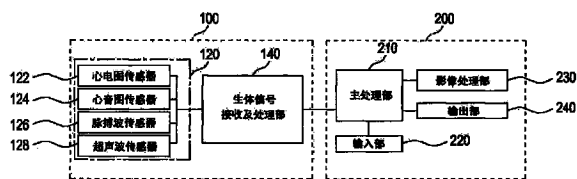
按照条约第19条修改的权利要求书 4 页

(54) 发明名称

脑血管分析装置

(57) 摘要

本发明涉及一种脑血管分析装置,该装置为了诊断脑血管的疾病,以心电图、心音图、脉搏波信号及超声波多普勒信号为基础资料对脑血管系统进行生物力学分析,以便检测脑血管的生物力学特性及血流特性,由此通过检测脑血管系统的每个血管分支中的弹性系数、血管的顺应性及血流阻力、血流量,能够早期诊断脑血栓等多种脑血管难治性疾病。



1. 一种脑血管分析装置,其特征在于,包括:

生体信号检测计,其由包括心电图传感器、心音图传感器、脉搏波传感器及超声波传感器的生体信号检测传感器部以及与所述生体信号检测传感器的各传感器连接,并接收检测出的生体信号并进行信号处理的生体信号接收及处理部构成,以及

分析指标计算计,其由与所述生体信号接收及处理部连接,相互进行通信并接收检测数据,而计算出用于分析脑血管的生物力学指标的主处理部、与所述主处理部连接并接收用户的控制指令的输入部以及与所述主处理部连接并显示计算出的结果的输出部构成;

所述主处理部利用包括由从所述生体信号检测计获取的生体信号获得的脑血管的压力曲线、对于所述压力曲线的收缩期及舒张期的面积及所述脑血管的血流量的基础信息计算出生物力学指标。

2. 根据权利要求1所述的脑血管分析装置,其特征在于,所述生体信号接收及处理部包括:

微控制器,其用于进行如下控制:对从所述生体信号检测传感器部接收的生体信号进行处理,而向所述主处理部传送检测数据;

多路信号选择器,其由所述微控制器的控制信号选择从所述心电图传感器、心音图传感器、脉搏波传感器及超声波传感器接收的生体信号;

噪音去除及信号放大器,其由所述微控制器的控制信号对由所述多路信号选择器选择的生体信号进行噪音去除或放大率调节;

信号切换器,其接收通过了所述噪音去除及信号放大器的生体信号,使所述输入部的控制指令或内置于所述主处理部中的程序的控制指令通过所述微控制器来选择所需的生体信号;

样本保持器,其根据所述微控制器的控制信号对选自所述信号切换器中的生体信号进行采样并保持;以及

A/D转换器,其根据所述微控制器的控制信号将通过所述标本保持器进行保持的生体信号转换为数字信号并传送至所述微控制器。

3. 根据权利要求1或2所述的脑血管分析装置,其特征在于,

所述脉搏波传感器是袖带脉搏波传感器、颈动脉脉搏波传感器及股动脉脉搏波传感器中的某一个,

所述生体信号检测计同时从所述生体信号检测传感器部取得 ECG、PCG 以及 APG 波形。

4. 根据权利要求3所述的脑血管分析装置,其特征在于,

所述颈动脉脉搏波传感器和所述股动脉脉搏波传感器是相同的压力传感器,

所述袖带脉搏波传感器是在袖带血压计上还附着压力传感器而构成的。

5. 根据权利要求4所述的脑血管分析装置,其特征在于,所述袖带脉搏波传感器在与所述袖带血压计的空气袋连接的橡皮管形成支路管,在所述支路管出口安装适配器,将所述适配器安装在结构与所述颈动脉脉搏波传感器或所述股动脉脉搏波传感器相同的传感器的开放槽。

6. 根据权利要求1所述的脑血管分析装置,其特征在于,所述主处理部被程序化为包括如下步骤:

第一步骤,通过所述输入部接收基础信息,并通过所述生体信号检测计接收所述生体

信号；

第二步骤,对所述接收的生体信号的波形进行分析,基于所述分析的波形资料获得脑血管的压力曲线、对于所述压力曲线的收缩期及舒张期的面积以及所述脑血管的血流量；以及,

第三步骤,基于所述获得的压力曲线、压力曲线的面积、血流量及所述输入的基础信息计算出所述脑血管的包括顺应性 (C) 及阻力 (R) 的生物力学指标,而显示出脑血管分析结果。

7. 根据权利要求 6 所述的脑血管分析装置,其特征在于,所述第二步骤中的所述脑血管包括左、右侧后脑动脉,

所述第三步骤中的所述生物力学指标中,左、右侧后脑动脉的顺应性 (C_{p1} , C_{p2}) 及左、右侧后脑动脉的阻力 (R_{p1} , R_{p2}) 分别由下述数学式计算得出,

左侧后脑动脉的顺应性:

$$C_{p1} = \frac{A_{p1s} - A_{p1d}}{P_{p1s} - P_{p1d}} \cdot \frac{S_{p1}}{A_{p1s} + A_{p1d}}$$

(数学式 1);

右侧后脑动脉的顺应性:

$$C_{p2} = \frac{A_{p2s} - A_{p2d}}{P_{p2s} - P_{p2d}} \cdot \frac{S_{p2}}{A_{p2s} + A_{p2d}}$$

(数学式 2);

$$\text{左侧后脑动脉的阻力: } R_{p1} = \frac{A_{p1s} + A_{p1d}}{S_{p1}}$$

(数学式 3); 以及

$$\text{右侧后脑动脉的阻力: } R_{p2} = \frac{A_{p2s} + A_{p2d}}{S_{p2}}$$

(数学式 4),

所述数学式 1 至数学式 4 中, P_{p1s} 是左侧后脑动脉的收缩期血压, P_{p1d} 是左侧后脑动脉的舒张期血压, P_{p2s} 是右侧后脑动脉的收缩期血压, P_{p2d} 是右侧后脑动脉的舒张期血压, A_{p1s} 是左侧后脑动脉压力曲线的收缩期面积, A_{p1d} 是左侧后脑动脉压力曲线的舒张期面积, A_{p2s} 是右侧后脑动脉压力曲线的收缩期面积, A_{p2d} 是右侧后脑动脉压力曲线的舒张期面积, S_{p1} 是左侧后脑动脉的血流量, S_{p2} 是右侧后脑动脉的血流量。

8. 根据权利要求 6 所述的脑血管分析装置,其特征在于,所述第二步骤中的所述脑血管包括左、右侧前脑动脉,

所述第三步骤中的所述生物力学指标中,左、右侧前脑动脉的顺应性 (C_{a1} , C_{a2}) 及左、右侧前脑动脉的阻力 (R_{a1} , R_{a2}) 分别由下述数学式计算得出,

左侧前脑动脉的顺应性:

$$C_{a1} = \frac{A_{a1s} - A_{a1d}}{P_{a1s} - P_{a1d}} \cdot \frac{S_{a1}}{(A_{a1s} + A_{a1d})(1 + K)}$$

(数学式 5) ;

右侧前脑动脉的顺应性 :

$$C_{a2} = \frac{A_{a2S} - A_{a2d}}{P_{a2S} - P_{a2d}} \cdot \frac{S_{a2}}{(A_{a2S} + A_{a2d})(1 + K)}$$

(数学式 6) ;

左侧前脑动脉的阻力 :

$$R_{a1} = \frac{A_{a1S} + A_{a1d}}{S_{a1}(1 + K)}$$

(数学式 7) ;以及

右侧前脑动脉的阻力 :

$$R_{a2} = \frac{A_{a2S} + A_{a2d}}{S_{a2}(1 + K)}$$

(数学式 8),

所述数学式 5 至数学式 8 中, P_{a1s} 是左侧前脑动脉的收缩期血压, P_{a1d} 是左侧前脑动脉的舒张期血压, P_{a2s} 是右侧前脑动脉的收缩期血压, P_{a2d} 是右侧前脑动脉的舒张期血压, A_{a1s} 是左侧前脑动脉压力曲线的收缩期面积, A_{a1d} 是左侧前脑动脉压力曲线的舒张期面积, A_{a2s} 是右侧前脑动脉压力曲线的收缩期面积, A_{a2d} 是右侧前脑动脉压力曲线的舒张期面积, S_{a1} 是左侧前脑动脉的血流量, S_{a2} 是右侧前脑动脉的血流量, K 是临床系数。

9. 根据权利要求 6 所述的脑血管分析装置, 其特征在于, 所述第二步骤中的所述脑血管包括左、右侧中脑动脉,

所述第三步骤中的所述生物力学指标中, 左、右侧中脑动脉的顺应性 (C_{a1} , C_{a2}) 及左、右侧中脑动脉的阻力 (R_{a1} , R_{a2}) 分别由下述数学式计算得出,

左侧中脑动脉的顺应性 :

$$C_{m1} = \frac{A_{m1S} - A_{m1d}}{P_{m1S} - P_{m1d}} \cdot \frac{S_{m1}K}{(A_{m1S} + A_{m1d})(1 + K)}$$

(数学式 9) ;

右侧中脑动脉的顺应性 :

$$C_{m2} = \frac{A_{m2S} - A_{m2d}}{P_{m2S} - P_{m2d}} \cdot \frac{S_{m2}K}{(A_{m2S} + A_{m2d})(1 + K)}$$

(数学式 10) ;

左侧中脑动脉的阻力 :

$$R_{m1} = \frac{(A_{m1S} + A_{m1d})K}{S_{a1}(1 + K)}$$

(数学式 11) ;以及

右侧中脑动脉的阻力 :

$$R_{m2} = \frac{(A_{m2s} + A_{m2d})K}{S_{a2}(1 + K)}$$

(数学式 12),

所述数学式 9 至数学式 12 中, P_{m1s} 是左侧中脑动脉的收缩期血压, P_{m1d} 是左侧中脑动脉的舒张期血压, P_{m2s} 是右侧中脑动脉的收缩期血压, P_{m2d} 是右侧中脑动脉的舒张期血压, A_{m1s} 是左侧中脑动脉压力曲线的收缩期面积, A_{m1d} 是左侧中脑动脉压力曲线的舒张期面积, A_{m2s} 是右侧中脑动脉压力曲线的收缩期面积, A_{m2d} 是右侧中脑动脉压力曲线的舒张期面积, S_{m1} 是左侧中脑动脉的血流量, S_{m2} 是右侧中脑动脉的血流量, K 是临床系数。

10. 根据权利要求 6 至 9 中任一项所述的脑血管分析装置, 其特征在于, 所述主处理部进行如下控制: 在所述输出部用 C-R 状态图上的点显示出所述第三步骤中计算出的所述脑血管的顺应性 (C) 及阻力 (R)。

脑血管分析装置

技术领域

[0001] 本发明涉及通过对脑血管的生物力学特性和血流特性进行检测,对脑血管疾病进行分析的脑血管分析系统,更详细地涉及一种脑血管分析装置,其将脑血管系统划分为由颈内动脉分支、前脑血管分支、中脑血管分支、后脑血管分支、椎动脉分支以及脑底动脉分支构成的系统,并对其进行分析而在脑血管系统的每个血管分支中求出表示血管的器质性变化的血管的弹性系数,通过检测脑血管系统的血流特性、同时表示器质性变化及功能性变化的血管的顺应性、血流阻力及血流量,早期诊断脑血栓等多种脑血管难治性疾病。

背景技术

[0002] 目前,临床上为了早期诊断脑血管疾病正在使用着超音波多普勒系统。但是,超声波多普勒系统由于无法检测出血管特性,因而在早期诊断脑血管疾病时具有一定的局限性。

[0003] 到目前为止开发出的脑血管疾病分析器包括血管造影系统、MRA、FMRI、SPET、TCD、TEE、TTE、QFM、CVD 等。

[0004] 其中,血管造影系统虽然具有能够直观地观察血管自身的病变的优点,但其必须进行用于注入造影剂的血管侵袭性操作,且该操作复杂。

[0005] MRA 或 FMRI 虽然是克服了血管造影系统的缺陷的体系,但由于制造成本和诊断费用昂贵,具有只能在特定的病房上加以利用的缺点。

[0006] 尤其是,虽然 MRA、FMRI、SPET 之间具有若干的差异,但通过这些设备进行的检查均能确认血管分布、血流特性、低血流区域等,却无法确认血管的特性。

[0007] 超声波血流检测器 (ultrasonic Quantitative Flow Measurement System :QFM) 和脑血管特性检测器 (CVD) 能够以低费用求出颈动脉的血流量和中脑血管及前脑血管的顺应性。

[0008] 但是,若要评价对血管的特性进行特征化的血管的器质性及功能性状态,相比与流入血管的血流量或作用于血管壁的血压等血流状态相关的信息,更需要确认反映血管自身的器质性及功能性状态的血管的弹性系数、血管顺应性及血流阻力等信息。

[0009] 但是,在反映血管的器质状态的脑血管系统的每个血管分支中检测出血管的弹性系数、血管的顺应性及直径、血流阻力、血流量是一件非常难的事情。

[0010] 出现上述情况是因为脑血管系统的结构复杂且脑血管系统中的多个血管分支进行相互不同的力学行为,而且若要在作为活人体中检测出表示血管的器质性变化的指标的弹性系数,最正确的方法是采集生体内的血管后用拉伸器来拉伸,但这种方法实际上是不可行的。

[0011] 2002 年美国加利福尼亚综合大学教授 Werner G、Marifan C、Tonny M、Jeffrey C 等许多学家研究了人的脑血管的生物力学特性,并在“Mechanical and Failure Properties of Human Cerebral Blood Vessels”上发表过有关脑血管的特性的论文。

[0012] 但是,这些结果不能用作能够用于根据采集人的血管进行实验的结果进行诊断的

指标。

[0013] 以往,以多种形态进行了用于间接地求得脑血管系统的血流量及顺应性、弹性系数、血流阻力等的研究。

[0014] 1997 年-2004 年以美国学者 Biedma、Haoliu、Cwako shi 为首的许多学者提出了求得脑血管的顺应性及阻力的问题。

[0015] 但是,以上的研究结果只针对脑血管中的血压、血管的顺应性及弹性系数、血流阻力、血流量分布进行了一般的揭示,而未得到能够直接应用于临床的结果。

[0016] 2006 年丁光宏教授(上海复旦大学副校长)为了应用于临床的目的,开发出了一款求得脑血管的个别分支的流量的设备 KF-3000。

[0017] KF-3000 虽然在脑血管系统中求出血流特性方面获得了创造性成果,但由于无法掌握血管的特性,因而未能使 TCD 发展到用于早期诊断脑血管疾病的层次。

[0018] 与丁光宏博士的研究不同,日本 COLLIN 提出了早期诊断脑血管疾病时具有决定性意义的用于评价脑血管系统的血流特性及血管特性的脑血流量计 QFM-2000X,作为与之类似的装置,也曾公开过基于发明专利申请“脑血管的参数测定装置及方法”(An apparatus measuring parameter of cerebrovascular and method thereof)的 CVD-1000。

[0019] 根据以应用于临床的目的开发出的超声波血流检测器(ultrasonic Quantitative Flow Measurement System:QFM)和上述发明专利申请“脑血管的参数测定装置及方法”的结构通过以低费用求出颈内动脉的血流量、中脑血管及前脑血管的顺应性,展示了能够早期诊断脑血管疾病的可能性。

[0020] 但是,超声波血流检测器(QFM)和上述专利的结构,将血管的顺应性及血流指标选作基本检测指标,从而未能对作为血管特性的两种基本特性的血管的器质性变化及功能性变化加以区分并说明。

[0021] 特别是,超声波血流检测器(QFM-2000X)和脑血管特性检测器(CVD-1000)在求得脑血管的顺应性及阻力时表现出了多种缺点。

[0022] QFM-2000X 对脑血管系统进行左右分离,并将向颈内动脉流入的血流量看作脑血流量,由此求出对左侧脑血管系统及右侧脑血管系统进行评价的顺应性 C 及阻力 R。

[0023] 因此,无法对脑的个别血管分支进行评价。

[0024] 并且,这些结构为了求出脑血管的顺应性及阻力,通过压力脉搏波给出血压波形,并通过超声波多普勒给出血流波形而进行校正,直至两个波形保持一致,由此求得 C、R, C、R 分析结果出现了变幅范围较大且曲线近似度与实际现象存在较大差异的缺点。

[0025] 事实上,当用超声波多普勒测量血流波形时,因水平面误差而产生十分大的测定误差。但是,使具有这种测定误差的两个波形成为近似的过程与事实不符且再现性较少。并且,曲线对曲线近似即使产生若干的波形变动,也会在近似两个波形时引起大的误差。

[0026] 因此,根据检测人员的不同,通过 QFM-2000X 检测的顺应性 C 或阻力 R 也会产生几乎达到 10-100 倍的差异,并且由于没有再现性,因而难以用作临床指标。

[0027] 上述发明专利申请“脑血管的参数测定装置及方法”的结构,当对脑血管系统进行模型化而进行分析时,不求流入脑中的血流量,而假设流入脑中的血流量达到心输出量的 k 倍,因而尚未找出准确的临床指标。

[0028] 上述发明专利申请“脑血管的参数测定装置及方法”公开了如下的结构：

[0029] 即使颈内动脉的截面积减少为 80-90%，也由于流入颈内动脉的血流量没有发生变化，因而能够据此通过 $Q_c = K_c S_v$ 计算得出流入颈内动脉的血流量。在此， S_v 为心输出量， K_c 为比例常数。

[0030] 但是，如上的假设不能作为医疗诊断仪器得到充分保障。

[0031] 并且，上述发明专利申请“脑血管的参数测定装置及方法”的结构，假设以一定比率划分前脑血管和中脑血管的顺应性及阻力，因而降低了疾病诊断准确度。

[0032] 特别是，QFM-2000X 和上述发明专利申请“脑血管的参数测定装置及方法”中未能提供求出后脑血管的顺应性及阻力的方法。

[0033] 如上所述，QFM-2000X 和上述发明专利申请“脑血管的参数测定装置及方法”为了对脑血管的特性进行评价，虽然未能求出弹性系数，而仅求出了顺应性及阻力，但其自身具有许多缺点。

[0034] 因此，需要寻求一种新的准确求出脑血管系统的弹性系数、顺应性、阻力、血流量的解决方法。

发明内容

[0035] 本发明是为了解决上述的现有技术的不足而提出的，其目的在于提供一种脑血管分析装置，该装置为了诊断脑血管的疾病，以心电图、心音图、脉搏波信号及超声波多普勒信号为基础资料对脑血管系统进行生物力学分析，以便检测脑血管的生物力学特性及血流特性，由此通过检测脑血管系统的每个血管分支中的弹性系数、血管的顺应性及血流阻力、血流量，能够早期诊断脑血栓等多种脑血管难治性疾病。

[0036] 为了达到上述目的，本发明的第一特征在于，根据本发明的脑血管分析装置包括：生体信号检测计，其由包括心电图传感器、心音图传感器、脉搏波传感器及超声波传感器的生体信号检测传感器部以及与上述生体信号检测传感器部的各传感器连接，接收检测出的生体信号进行信号处理的生体信号接收及处理部构成，以及分析指标计算计，其由与上述生体信号接收及处理部连接，相互进行通信并接收检测数据，计算出用于分析脑血管的生物力学指标的主处理部、与上述主处理部连接并输入用户的控制指令的输入部以及与上述主处理部连接并显示计算出的结果的输出部构成；上述主处理部利用包括由从上述生体信号检测计获取的生体信号获得的脑血管的压力曲线、对于上述压力曲线的收缩期及舒张期的面积及上述脑血管的血流量的基础信息计算出生物力学指标。

[0037] 并且，本发明的第二特征在于，上述生体信号接收及处理部包括：微控制器 (microcontroller)，其对从上述生体信号检测传感器部接收的生体信号进行处理，并控制向上述主处理部传送检测数据；多路信号选择器，其由上述微控制器的控制信号选择从上述心电图传感器、心音图传感器、脉搏波传感器及超声波传感器接收的生体信号；噪音去除及信号放大器，其由上述微控制器的控制信号对由上述多路信号选择器选择的生体信号进行噪音去除或调节放大率；信号切换器，其接收通过了上述噪音去除及信号放大器的生体信号，根据上述输入部的控制指令或上述主处理部中内置的程序的指令来选择所需的生体信号；样本保持器，其由上述微控制器的控制信号对上述信号切换器中选择的生体信号进行采样 (sampling) 并保持 (holding)；以及，A/D 转换器，其由上述微控制器的控制信

号将通过上述标本保持器保持 (holding) 的生体信号转换为数字信号并传送至上述微控制器。

[0038] 并且,本发明的第三特征在于,上述脉搏波传感器是袖带 (Cuff) 脉搏波传感器、颈动脉脉搏波传感器及股动脉脉搏波传感器中的某一个,上述生体信号检测计从上述生体信号检测传感器部同时取得 ECG、PCG 以及 APG 波形。

[0039] 并且,本发明的第四特征在于,上述颈动脉脉搏波传感器和上述股动脉脉搏波传感器是相同的压力传感器,上述袖带 (Cuff) 脉搏波传感器是在袖带血压计上还附着压力传感器而构成的。

[0040] 并且,本发明的第五特征在于,上述袖带 (Cuff) 脉搏波传感器在与上述袖带血压计的空气袋连接的橡皮管形成支路管,在上述支路管出口安装适配器,将上述适配器安装在与上述颈动脉脉搏波传感器或上述股动脉脉搏波传感器相同的结构的传感器的开放槽。

[0041] 并且,本发明的第六特征在于,上述主处理部被程序化为包括如下步骤:第一步骤,通过上述输入部输入基础信息,并通过上述生体信号检测计接收上述生体信号;第二步骤,对上述接收的生体信号的波形进行分析,基于上述分析的波形资料获得脑血管的压力曲线、对于上述压力曲线的收缩期及舒张期的面积以及上述脑血管的血流量;以及,第三步骤,基于上述获得的压力曲线、压力曲线的面积、血流量及上述输入的基础信息计算出包括上述脑血管的顺应性 (C) 及阻力 (R) 的生物力学指标,由此显示出脑血管分析结果。

[0042] 并且,本发明的第七特征在于,上述第二步骤中的上述脑血管包括左、右侧后脑动脉,上述第三步骤中的上述生物力学指标中,左、右侧后脑动脉的顺应性 (Cp1, Cp2) 及左、右后脑动脉的阻力 (Rp1, Rp2) 分别由预定的数学式计算得出。

[0043] 并且,本发明的第八特征在于,上述第二步骤中的上述脑血管包括左、右侧前脑动脉,上述第三步骤中的上述生物力学指标中,左、右侧前脑动脉的顺应性 (Ca1, Ca2) 及左、右侧前脑动脉的阻力 (Ra1, Ra2) 分别由预定的数学式计算得出。

[0044] 并且,本发明的第九特征在于,上述第二步骤中的上述脑血管包括左、右侧中脑动脉,上述第三步骤中的上述生物力学指标中,左、右侧中脑动脉的顺应性 (Ca1, Ca2) 及左、右侧中脑动脉的阻力 (Ra1, Ra2) 分别由预定的数学式计算得出。

[0045] 并且,本发明的第十特征在于,上述主处理部被控制为能够将上述第三步骤中计算出的上述脑血管的顺应性 (C) 及阻力 (R),由 C-R 状态图 (Chart) 上的点显示在上述输出部。

[0046] 本发明对反映脑血管的个别血管分支的器质性变化的弹性系数进行分析,并计算反映脑血管系统的血流特性和脑血管的个别血管分支的器质性变化及功能性变化的血流量、血管顺应性、血流阻力,从而能够早期诊断脑血管疾病的发病危险性。

附图说明

[0047] 图 1 是基于本发明脑血管分析装置的一实施例的整体系统的框图。

[0048] 图 2 是概念性地表示图 1 的生体信号接受及处理部的结构和信号流动的框图。

[0049] 图 3 是表示作为图 1 的脉搏波传感器的一种的袖带脉搏波传感器结构的剖视图及主要部分分解立体图。

[0050] 图 4 是概念性地表示脑血管血管分支的连接状态的威廉斯环 (Willis' s

circle)。

[0051] 图 5 是基于看作将颈内动脉中分为前脑动脉和中脑动脉的情况进行模型化的图 4 的脑血管模型化电路图。

[0052] 图 6 是基于将颈内动脉和中脑动脉看作一个血管分支而进行模块化的图 4 的脑血管模型化电路图。

[0053] 图 7 是图 1 的主处理部的一例示工作图。

[0054] 图 8 是表示作为图 1 的主处理部的分析结果的一例的 C-R 状态图 (Chart) 的一例示图。

[0055] 附图标记的说明

[0056]

- | | |
|--------------------|--------------|
| 10: 袖带血压计 | 11: 袖带 |
| 12: 粘结单元 (维克罗) | 13: 内置的空气袋 |
| 14、17、18: 橡皮管 | 15: 空气排出阀 |
| 16: 送气口 | 20: 适配器 |
| 21: 支路管 | 22: 支路管安装部 |
| 24: 盖子 | 26: 适配器凸出连接部 |
| 30: 脉搏波传感器 (压力传感器) | 31: 通气孔 |
| 32: 开放槽 | 34: 外壳本体 |
| 36: 传感引线 | 40: 前脑交通动脉 |
| [0057] | |
| 41: 前脑动脉 | 42: 颈内动脉 |
| 43: 中脑动脉 | 44: 后脑交通动脉 |
| 45: 后脑动脉 | 46: 脑底动脉 |
| 47: 小脑前下动脉 | 48: 椎动脉 |
| 49: 小脑后下动脉 | |

具体实施方式

[0058] 下面,将参照附图对本发明的实施例进行详细的说明,以便本发明所属技术领域的技术人员容易地实施本发明。但是,本发明能够以多种相互不同的形态实现,并不限定于此说明的实施例。

[0059] 图 1 是基于本发明脑血管分析装置的一实施例的整体系统的框图,图 2 是概念性地表示图 1 的生理信号接受及处理部的结构和信号流动的框图,图 3 是表示作为图 1 的脉搏波传感器的一例的袖带脉搏波传感器结构的剖视图及主要部分分解立体图,图 4 是概念

性地表示脑血管血管分支的连接状态的威廉斯环 (Willis' s circle), 图 5 是基于根据在颈内动脉中分开前脑动脉和中脑动脉的情况进行模型化的图 4 的脑血管模型化电路图, 图 6 是基于将颈内动脉和中脑动脉看作一个血管分支而进行模块化的图 4 的脑血管模型化电路图, 图 7 是图 1 的主处理部的一例示工作图, 图 8 是表示作为图 1 的主处理部的分析结果的一例的 C-R 状态图 (Chart) 的一例示图。

[0060] 如图 1 所示, 根据本发明的脑血管分析装置的一实施例, 其特征在于, 基本上包括: 生体信号检测计 100, 其由包括心电图传感器 122、心音图传感器 124、脉搏波传感器 126 及超声波传感器 128 的生体信号检测传感器部 120 以及与所述生体信号检测传感器部 120 的各传感器连接并接收检测出的生体信号进行信号处理的生体信号接收及处理部 140 构成, 以及分析指标计算计 200, 其由与所述生体信号接收及处理部 140 连接并进行相互通信, 接收检测数据并计算出用于分析脑血管的生物力学指标的主处理部 210、与所述主处理部 210 连接并输入用户的控制指令的输入部 220 以及与所述主处理部 210 连接并显示计算出的结果的输出部 230 构成; 上述主处理部 210 利用包括由从上述生体信号检测计 100 获取的生体信号获得的脑血管的压力曲线、对于上述压力曲线的收缩期及舒张期的面积及上述脑血管的血流量的基础信息计算出生物力学指标。

[0061] 在此, 心电图传感器 122 至少由三个以上的电极构成, 其用于获得心电图 (Electrocardiogram; ECG) 波形, 并与心音图传感器一同用于掌握脑血管压力曲线的特征点 (收缩期开始点、收缩期最高点、切迹点、舒张期最高点、舒张期结束点)。

[0062] 心音图传感器 124 由麦克风构成, 以感应出心脏的瓣膜开启关闭时发生的声音, 由此获得心音图 (Phonocardiogram; PCG) 波形并掌握脑血管压力曲线的特征点。

[0063] 脉搏波传感器 126 用于检测出基于脉动的脉搏波并获取 APG (Accelerated Plethysmogram; APG) 波形, 其能够使用由压电元件构成的压力传感器, 但只要能够感应出脉动, 就并不限定于此。

[0064] 本实施例中的脉搏波传感器 126 是指用于取得脑血管的频谱信息的袖带 (Cuff) 脉搏波传感器, 直接检测左、右侧颈动脉的脉搏波并用于取得脑血管的概率密度频谱信息的颈动脉传感器, 直接检测股动脉的脉搏波并用于求得脉搏波传递速度 (Pulse Wave Velocity; PWV) 等的股动脉传感器中的某一个。

[0065] 在此, 颈动脉脉搏波传感器和股动脉脉搏波传感器可以是相同种类的压力传感器, 袖带 (Cuff) 脉搏波传感器能够构成为袖带血压计上还附着压力传感器。

[0066] 图 3 表示袖带 (Cuff) 脉搏波传感器的具体结构的例, 如图所示, 在与现有的袖带血压计 10 的空气袋 13 连接的橡皮管 14 或 17 上形成支路管 21, 在上述支路管出口安装适配器 20, 上述适配器 20 安装在结构与颈动脉脉搏波传感器或股动脉脉搏波传感器相同的传感器 (例如压力传感器 34) 开放槽 32 而被使用。

[0067] 超声波传感器 128 在能够使超声波顺利通过的颅骨位置上放置探测器 (probe), 并发射超声波对反射波进行分析, 从而对脑血管的血流速度及血流量进行检测, 亦称作经颅多普勒 (Trans-Cranial Doppler; TCD)。

[0068] 如上所述, 心电图传感器 122、心音图传感器 124、脉搏波传感器 126 及超声波传感器 128 构成用于感应生体信号的生体信号检测传感器部 120 的必需结构, 在内置有与所述生体信号检测传感器部 120 连接的生体信号接收及处理部 140 的装置中至少设置有四个连

接端子。

[0069] 并且,如图2所示,上述生体信号接收及处理部140包括:微控制器(microcontroller;微机,148),其对从上述生体信号检测传感器部120接收的生体信号进行处理,并控制向上述主处理部210传送检测数据;多路信号选择器141,其由上述微控制器148的控制信号选择从上述心电图传感器122、心音图传感器124、脉搏波传感器126及超声波传感器128接收的生体信号;噪音去除及信号放大器142,其由上述微控制器148的控制信号对由上述多路信号选择器141选择的生体信号进行噪音去除或调节放大率;信号切换器143,其接收通过上述噪音去除及信号放大器142的生体信号,并使上述输入部220的控制指令或上述主处理部210中内置的程序的指令通过上述微控制器148选择所需的生体信号;样本保持器144,其由上述微控制器148的控制信号对上述信号切换器143中选择的生体信号进行采样(sampling)并保持(holding);以及,A/D转换器145,其由上述微控制器148的控制信号将通过上述标本保持器144保持(holding)的生体信号转换为数字信号并传送至上述微控制器148。

[0070] 在此,上述多路信号选择器141用于当通过上述心电图传感器122、心音图传感器124、脉搏波传感器126及超声波传感器128同时检测并同时输入时,依次筛选它们的检测信号并进行处理,上述噪音去除及信号放大器142被配置为从获取的生体信号中去除各种噪音而生成标准波,并根据患者(被检测者)调节放大率。

[0071] 如上所述,优选为生体信号接收及处理部140包括在生体信号检测计100中,但是也可以根据电路设计而与后述的主处理部210形成一体。

[0072] 接着,上述生体信号检测计100中获取并处理的生体信号传递到分析指标计算计200,在分析指标计算计200中计算出脑血管压力曲线,并利用脑血管压力曲线的面积及血流量信息等计算出生物力学指标。

[0073] 如图1所示,当生体信号接收及处理部140与主处理部210分离构成时,通过两者之间的预定的通信装置(例如,RS-232C)收发数据。

[0074] 主处理部210是根据存储在内置型存储器部或外置型存储器部中的程序对从生体信号接收及处理部140接收的检测数据进行处理,并计算出用于分析脑血管的生物力学指标的核心器,其相当于计算机的中央处理器。

[0075] 在此,用于分析脑血管的生物分析指标是指各脑血管分支的血流量、顺应性、血流阻力、动脉硬化度及血流速度。

[0076] 首先,对上述各生物力学指标和与本说明书中使用的定义不同的指标之间的关系进行简单的说明。

[0077] 血流量是指沿着脑血管分支流动的血液量,其单位是ml,用时间函数表示时标记为 Q 或 $Q(t)$,用流动一定时间的血液量(Q 的时间积分量)表示时标记为 S 。血流量一般与向脑血管分支的长度方向隔离的两处血压差($P-P_v$)成正比,而与血流阻力 R 成反比。血流量较小时,会引起与其对应的缺血症状。

[0078] 顺应性(Compliance)是指向单位体积的血管施加单位作用力时引起的体积变化,其单位是ml/mmHg,简略标记为 C 。 C 较小表示血管壁硬化或收缩,相反, C 较大则表示血管壁柔软或引起扩张型痉挛。

[0079] 血流阻力(Resistance)是指沿着脑血管分支流动的血液所受到的阻力,其单位

是 mmHg/l, 简略标记为 R。R 近似地由向脑血管分支的长度方向隔开的两处的血压差 $P-P_v$ 和血流量 Q 的比例决定。

[0080] 动脉硬化度 (Asc) 是表示使血管变形对应单位长度时所需的作用力大小的指标, 即为表示血管的硬化度的指标, 其反映血管的器质性变化, 单位是 Kg/cm^2 , 一般与弹性波传播速度的平方成正比。

[0081] 最后, 血流速度 (V) 是沿着脑血管分支流动的血液的速度, 其单位是 cm/s , 其主要通过超声波传感器 128 进行检测。一方面, 脉搏波传递速度 (Pulse Wave Velocity; PWV) 在颈动脉和股动脉中通过脉搏波记录方法检测得出, 其反映主动脉的弹力状态。血管壁越硬, 脉搏波传递速度越快, 特别是动脉硬化性变化越严重, 血流速度或脉搏波传递速度越快。

[0082] 并且, 上述表示各生物力学指标的字母中下标 a 表示前脑动脉 41, b 表示脑底动脉 46, c 表示颈内动脉 42, d 表示心脏的舒张期, m 表示中脑动脉 43, p 表示后脑动脉 45, s 表示心脏的收缩期, v 表示为椎动脉 48, ac 表示为前脑交通动脉 40, pc 表示后脑交通动脉 44, 1 表示左侧, 2 表示右侧。

[0083] 一方面, 上述主处理部 210 中分别连接有用于输入用户的控制指令的输入部 220, 以及用于显示主处理部中计算出的结果的输出部 240。

[0084] 在此, 输出部 240 中除了打印机以外, 还包括基于显示器的画面输出部。因此, 图 1 中所示的影像处理部 230 内置于画面输出部。

[0085] 并且, 输入部 220 中除了通常的键盘、鼠标以外, 还包括设置于画面输出部 (显示器) 的触摸输入单元。

[0086] 在如上所述的结构中, 核心部分在于, 通过主处理部 210 的控制对生体信号进行检测、分析, 并在此基础上通过预定的数学式计算出各生物力学指标, 下面对其进行详细的说明。

[0087] 上述主处理部 210 的控制, 其特征在于, 被程序化为整体上包括: 第一步骤, 通过上述输入部 220 输入基础信息 (被检测者的血压、身高、体重、人种等), 并通过上述生体信号检测计 100 接收上述生体信号; 第二步骤, 对上述所接收的生体信号的波形进行分析, 基于上述分析的波形资料, 获得脑血管的压力曲线、对于上述压力曲线的收缩期及舒张期的面积及上述脑血管的血流量; 第三步骤, 基于上述获得的压力曲线、压力曲线的面积及血流量和上述所输入的基础信息, 计算出包括上述脑血管的顺应性 (C) 及阻力 (R) 的生物力学指标, 并通过上述输出部 240 显示出脑血管分析结果。其能够以多种形态实施。

[0088] 上述脑血管是指图 4 中所示的脑血管分支, 根据本实施例, 根据下述的预定的数学式, 自动计算出包括左、右侧后脑动脉 45、左、右侧前脑动脉 41 及左、右侧中脑动脉 43 的各脑血管分支的生物力学指标, 在输出部 240 上显示出如图 8 所示的 C-R 状态图 (Chart) 等。

[0089] 如下所述, 由通过上述主处理部 210 获得的多个检测数据 (Q_{c1} 、 Q_{c2} 、 Q_{v1} 、 Q_{v2}) 联立多个方程式后而解开该方程式, 从而通过获得各脑血管分支的压力曲线 (P_{a1} 、 P_{a2} 、 P_{c1} 、 P_{c2} 、 P_{p1} 、 P_{p2} 、 P_{v1} 、 P_{v2}), 计算出各脑血管分支的生物力学指标。

[0090] 细看其例, 左、右侧后脑动脉的顺应性 (C_{p1} 、 C_{p2}) 及左、右侧后脑动脉的阻力 (R_{p1} 、 R_{p2}) 分别由下述数学式 1-4 计算得出。左侧后脑动脉的顺应性:

$$[0091] \quad C_{p1} = \frac{A_{p1s} - A_{p1d}}{P_{p1s} - P_{p1d}} \cdot \frac{S_{p1}}{A_{p1s} + A_{p1d}}$$

[0092] (数学式 1) ;

[0093] 右侧后脑动脉的顺应性 :

$$[0094] \quad C_{p2} = \frac{A_{p2s} - A_{p2d}}{P_{p2s} - P_{p2d}} \cdot \frac{S_{p2}}{A_{p2s} + A_{p2d}}$$

[0095] (数学式 2) ;

[0096] 左侧后脑动脉的阻力 :

$$[0097] \quad R_{p1} = \frac{A_{p1s} + A_{p1d}}{S_{p1}}$$

[0098] (数学式 3) ;以及

[0099] 右侧后脑动脉的阻力 :

$$[0100] \quad R_{p2} = \frac{A_{p2s} + A_{p2d}}{S_{p2}}$$

[0101] (数学式 4) ,

[0102] 上述数学式 1 至数学式 4 中, P_{p1s} 是左侧后脑动脉的收缩期血压, P_{p1d} 是左侧后脑动脉的舒张期血压, P_{p2s} 是右侧后脑动脉的收缩期血压, P_{p2d} 是右侧后脑动脉的舒张期血压, A_{p1s} 是左侧后脑动脉压力曲线的收缩期面积, A_{p1d} 是左侧后脑动脉压力曲线的舒张期面积, A_{p2s} 是右侧后脑动脉压力曲线的收缩期面积, A_{p2d} 是右侧后脑动脉压力曲线的舒张期面积, S_{p1} 是左侧后脑动脉的血流量, S_{p2} 是右侧后脑动脉的血流量。

[0103] 并且,左、右侧前脑动脉的顺应性 (C_{a1}, C_{a2}) 及左、右侧前脑动脉的阻力 (R_{a1}, R_{a2}) 分别由下述数学式 5-8 计算得出。

[0104] 左侧前脑动脉的顺应性 :

$$[0105] \quad C_{a1} = \frac{A_{a1s} - A_{a1d}}{P_{a1s} - P_{a1d}} \cdot \frac{S_{a1}}{(A_{a1s} + A_{a1d})(1 + K)}$$

[0106] (数学式 5) ;

[0107] 右侧前脑动脉的顺应性 :

$$[0108] \quad C_{a2} = \frac{A_{a2s} - A_{a2d}}{P_{a2s} - P_{a2d}} \cdot \frac{S_{a2}}{(A_{a2s} + A_{a2d})(1 + K)}$$

[0109] (数学式 6) ;

[0110] 左侧前脑动脉的阻力 :

$$[0111] \quad R_{a1} = \frac{A_{a1s} + A_{a1d}}{S_{a1}(1 + K)}$$

[0112] (数学式 7) ;以及

[0113] 右侧前脑动脉的阻力 :

$$[0114] \quad R_{a2} = \frac{A_{a2s} + A_{a2d}}{S_{a2}(1+K)}$$

[0115] (数学式 8),

[0116] 上述数学式 5 至数学式 8 中, P_{a1s} 是左侧前脑动脉的收缩期血压, P_{a1d} 是左侧前脑动脉的舒张期血压, P_{a2s} 是右侧前脑动脉的收缩期血压, P_{a2d} 是右侧前脑动脉的舒张期血压, A_{a1s} 是左侧前脑动脉压力曲线的收缩期面积, A_{a1d} 是左侧前脑动脉压力曲线的舒张期面积, A_{a2s} 是右侧前脑动脉压力曲线的收缩期面积, A_{a2d} 是右侧前脑动脉压力曲线的舒张期面积, S_{a1} 是左侧前脑动脉的血流量, S_{a2} 是右侧前脑动脉的血流量, K 是临床系数。

[0117] 并且, 左、右侧中脑动脉的顺应性 (C_{a1}, C_{a2}) 及左、右侧中脑动脉的阻力 (R_{a1}, R_{a2}) 由下述数学式 9-12 分别计算得出。

[0118] 左侧中脑动脉的顺应性:

$$[0119] \quad C_{m1} = \frac{A_{m1s} - A_{m1d}}{P_{m1s} - P_{m1d}} \cdot \frac{S_{m1}K}{(A_{m1s} + A_{m1d})(1+K)}$$

[0120] (数学式 9);

[0121] 右侧中脑动脉的顺应性:

$$[0122] \quad C_{m2} = \frac{A_{m2s} - A_{m2d}}{P_{m2s} - P_{m2d}} \cdot \frac{S_{m2}K}{(A_{m2s} + A_{m2d})(1+K)}$$

[0123] (数学式 10);

[0124] 左侧中脑动脉的阻力:

$$[0125] \quad R_{m1} = \frac{(A_{m1s} + A_{m1d})K}{S_{a1}(1+K)}$$

[0126] (数学式 11); 以及

[0127] 右侧中脑动脉的阻力:

$$[0128] \quad R_{m2} = \frac{(A_{m2s} + A_{m2d})K}{S_{a2}(1+K)}$$

[0129] (数学式 12),

[0130] 上述数学式 9 至数学式 12 中, P_{m1s} 是左侧中脑动脉的收缩期血压, P_{m1d} 是左侧中脑动脉的舒张期血压, P_{m2s} 是右侧中脑动脉的收缩期血压, P_{m2d} 是右侧中脑动脉的舒张期血压, A_{m1s} 是左侧中脑动脉压力曲线的收缩期面积, A_{m1d} 是左侧中脑动脉压力曲线的舒张期面积, A_{m2s} 是右侧中脑动脉压力曲线的收缩期面积, A_{m2d} 是右侧中脑动脉压力曲线的舒张期面积, S_{m1} 是左侧中脑动脉的血流量, S_{m2} 是右侧中脑动脉的血流量, K 是临床系数。

[0131] 一方面, 上述主处理部 210 将在上述第三步骤中计算出的上述脑血管各分支的顺应性 (C) 及阻力 (R), 由 C - R 状态图 (Chart) 上的点显示在上述输出部 240。

[0132] 图 8 的 C - R 状态图 (Chart) 的区域划分能够进行再划分, 使得根据多种临床结果而提高精密度, 作为临床结果的一例将各区域定义为如下。

[0133] 区域①是判断为重症度脑血管起始部颤搐的区域, 区域②是开始进行血管狭窄迁移的区域, 区域③是血管狭窄迁移的区域, 区域④是脑动脉硬化及狭窄区域, 区域⑤是起疑

为起始部颤搐的区域,区域⑥是正常或者颤搐迁移区域,区域⑦是正常区域,区域⑧和区域⑩是根据正常或自觉症状能够诊断为脑血管痉挛的区域,区域⑨是判断为起始部颤搐的区域,区域⑪是起疑为脑血管痉挛或脑血管扩张剂服用状态的区域。

[0134] 下面,补充提出铺陈上述实施例的相关理论及临床资料。

[0135] 本发明中,利用主处理部 210 所检测的数据进行计算,以便联立多个与血压和血流量相关的方程式而解开该方程式。

[0136] 由于脑血管系统复杂,因而主处理部 210 若要进行用于评价脑血管状态的计算,应首先简化脑血管系统。

[0137] 介绍为了分析脑血管系统而进行的实验资料为如表 1 所示。

[0138] 表 1

[0139] 脑血管系统的阻力及顺应性实验结果

[0140]

动脉名称	标记	长度[cm]	直径[cm]	阻力	顺应性
颈内动脉(左、右)	c	2.5	0.4-0.6	0.15	1.07
脑底动脉	b	3	0.4-0.6	0.02	0.018
椎动脉(左、右)	v	20	0.3-0.5	0.25	0.7
后脑动脉 1(左、右)	p1	2	0.3	0.04	0.007
后脑动脉 2(左、右)	p2	7	0.3	0.14	0.0025
后脑交通动脉	pc	2	0.12	0.586	0.00012
前脑交通动脉	ac	0.5	0.15	0.061	0.0005
前脑动脉(1)	a	2	0.25	0.0834	0.005
前脑动脉(2)	a	5	0.25	0.21	0.0125
中脑动脉	m	7	0.35	0.076	0.0336

[0141] 末梢阻力 $R_m^* = 2 \times 10^4$, $R_p^* = 2.6 \times 10^4$, $R_a^* = 3.9 \times 10^4 \text{ dyn} \cdot \text{S} / \text{cm}^5$

[0142] 如上述表 1 和图 4 所示,脑血管系统能够将颈内动脉、椎动脉、中脑动脉、前脑动脉、后脑动脉构成为基本体系(如表 1 所示,顺应性相比其他动脉达到 1/100-1/10000 左右,即可忽略)。

[0143] 从图 4 和表 1 的实验结果所知,脑血管系统由颈内动脉分支、前脑动脉分支、中脑动脉分支、后脑动脉分支、椎动脉分支及脑底动脉分支构成,将 Windkessel 模型对应于每

个动脉分支,考虑到血流特性连接多个弹性钢而制成多弹性钢,若将每个弹性钢看作一个血流管路来进行分析,则会完善地分析如图 4 所示的脑血管系统。

[0144] 首先,连接每个弹性钢制成多弹性钢时,考虑到血流特性能够以两种进行模型化。

[0145] 如图 5 所示,将 Windkessel 模型对应于每个动脉分支,考虑到血流特性,连接多个弹性钢而制成多弹性钢的方法,可以分为以下两种情况:第一情况,看作在颈内动脉中划分为前脑动脉和中脑动脉,构成多弹性钢;第二情况,将颈内动脉和中脑动脉看作一个血管分支,即将颈内动脉+中脑动脉看作一个弹性钢,构成多弹性钢。

[0146] 基于该情况,图 4 的脑血管系统能够将颈内动脉 42、椎动脉 48、中脑动脉 43、前脑动脉 41、后脑动脉 45 分别看作一个血流管路而进行观察。

[0147] 若从由图 5 换算的脑血管系统的血管分支求得血管的顺应性和阻力、弹性系数,则需解决如下的问题。

[0148] 首先,在左右椎动脉 46 和颈内动脉 42 入口给出由超声波来描述的曲线和脉搏波曲线 8 个时,不能求出前脑、中脑、后脑血管分支的左右侧顺应性及阻力、弹性系数等 18 个,因而应当进行医学上合理且生物力学上无矛盾的假设而对图 4 进行简化。

[0149] 为了阐明该问题,通过表 1 的实验资料,从中得知,后脑动脉的顺应性 C_p 和后脑交通动脉的顺应性 C_{pc} 之比为 25 : 1,前脑动脉的顺应性 C_a 和前脑交通动脉的顺应性 C_{ac} 之比为 40 : 1。

[0150] 并且,将 $P_1 = P_3$ 的平均血压设为 103mmHg, $P_2 = P_4$ 的平均血压设为 105mmHg 而进行计算时,利用从关于脑血管的实验结果中获得的 C 、 R 和 Q_{pc} 、 Q_{ac} 的血流量仅为 Q_a 、 Q_p 、 Q_m 的 1/300 左右。

[0151] 根据以上的事实,能够将前脑交通动脉和后脑交通动脉看作力学的固定端。

[0152] 因此,能够忽略交通动脉而求出多个动脉分支的顺应性及阻力。

[0153] 如上的假设在医学上也是合理的。事实上,由于在前脑交通动脉和后脑交通动脉中不易引起脑血栓,而只是偶尔引起脑出血,因而即使仅求出血压和血流量,而不求出顺应性及阻力,也不会诊断中带来不便。

[0154] 由此能够查证脑血管系统在交通动脉中进行分割。

[0155] 首先,研究对后脑动脉进行分析的问题。

[0156] 该问题将归结为如下两个问题:其一是在脑底动脉中分为左右后脑动脉开的分支点给出 $P_{p1} = P_{p2}$ 和左右 Q_{p1} 、 Q_{p2} ,分别将后脑动脉看作一个弹性钢而求出左右后脑动脉的顺应性及阻力的问题;其二是将后脑动脉看作简单管路而观察血流的问题。

[0157] 求出后脑动脉中的顺应性、血流阻力、血流量的最难解的问题是当在左右后脑动脉分开的点上 $P_{p1} = P_{p2}$ 时求出向左右后脑动脉流动的血流量 Q_{p1} 、 Q_{p2} 的问题。椎动脉与脑底动脉合并之后再从后脑动脉分开。

[0158] 为了阐明在脑底动脉中向左右后脑动脉流动的血流量的特性而进行实验的结果表明,左右侧 K_v *椎动脉+ K_c *颈内动脉的血流量比和左右侧后脑动脉血流量比之间有着较高的相关关系。

[0159] 其实验过程为如下。

[0160] 为了阐明在脑底动脉中向左右后脑动脉流动的血流量的特性,将共 50 名男性作为试样进行了实验。

[0161] 平均动脉压为 118mmHg-132mmHg, 脑底动脉的入口的血流量为 5.2-7.8ml/s, 采取了 541 个总心动周期。其实验结果为如下述表 2 所示。

[0162] 表 2

[0163] 对于 50 名的患者的实验检查结果

[0164]

No	脑底动脉血流量 [ml/s]	$\zeta = S_{p1}/S_{p2}$	$\eta = S_{v1}^*/S_{v2}^*$
1	6.4	1.02	1.136
2	7.2	1.11	1.251
3	5.9	0.97	1.041
4	5.3	1.33	1.469
5	6.7	1.66	1.785
6	5.4	0.67	0.826
7	7.1	0.63	0.765
8	6.7	1.39	1.534
9	6.5	1.11	1.241
10	5.9	1.47	1.86
11	6.4	0.87	1.021
12	6.4	1.57	1.765
13	6.3	0.67	0.806
14	5.4	0.64	0.796
15	6.3	0.61	0.696
16	6.7	1.02	1.136
...	...	...	...
50	6.8	9.63	0.698

[0165] 通过上述实验结果得知, 左右侧椎动脉 + 颈内动脉的血流量比 (S_{v1}^*/S_{v2}^*) 和左右侧后脑动脉的血流量比 (S_{p1}/S_{p2}) 之间有着如下述数学式 13、14 所示的较高的相关关系。

[0166] $\zeta = 1.1 \eta + 0.031$

[0167] (数学式 13)

$$[0168] \quad y^2 = 0.92$$

[0169] (数学式 14)

[0170] 从理论上研究上述实验结果,能够将左右颈内动脉+椎动脉的血流量与左右后脑血管的血流量有关系的理由归为如下内容:

[0171] 脑底动脉与后脑动脉相连接的部位上产生西格玛效应,小脑前下脑血管和小脑后下动脉、小脑上动脉在脑底动脉中如吸取血液的“吸入点”进行移动。并且,颈内动脉中流动的血液流动通过后脑交通动脉补充后脑动脉的血液流动。其量达到流入后脑的总血流量的 30-38%。一方面,流入脑中的血液具有根据流体力学速度边界层的“拉伸”而保持轴对称大田干的特征。

[0172] 考虑到如上的现象,从椎动脉经由脑底动脉流动的血液不会以相同的流动量流入左右后脑动脉。

[0173] 将上述 $\eta = S_{v1}^* / S_{v2}^*$ 作为左、右侧 K_v * 椎动脉血流量 + K_c * 颈动脉血流量的比(在此, K_v 和 K_c 分别为实验常数, $K_v = 0.131-0.152$, $K_c = 0.73-0.82$),将上述 $\zeta = S_{p1}/S_{p2}$ 作为左、右侧后脑动脉的血流量比时,上述数学式 13 如下数学式 15 所示。

$$[0174] \quad \zeta = 1.21 \eta + 0.11$$

[0175] (数学式 15)

[0176] 因此,考虑到椎动脉血流量的 80-85%和在颈内动脉中补充 29-32%的情况,能够按如下述数学式 16 求出向后脑动脉流动的血流量。

$$[0177] \quad S_{p1} = 1.24(1.21 \eta + 0.11) S_{p2}$$

[0178] (数学式 16)

$$[0179] \quad S_{p2} = 1.24(Q_{v1} + Q_{v2}) - S_{p1}$$

[0180] (数学式 17)

[0181] 其次,左右后脑动脉分开的点上求出 $P_{p1} = P_{p2}$ 。

$$[0182] \quad P_{p1} = P_{p2} = P_3 - R_{v3} * Q_3 - R_b * Q_b$$

[0183] (数学式 18)

[0184] 上述数学式 18 中, R_{v3} 、 R_b 由 Poiseuille 的公式:

$$[0185] \quad R_v = \frac{128\mu}{\pi} \frac{\lambda}{D^4} = 1.63 \frac{\lambda}{D^4} \text{ dyn} \cdot \text{S} / \text{cm}^5$$

[0186] (数学式 19) 计算得出。

[0187] 上述数学式中, λ 是动脉的长度, D 是直径, μ 是血液的粘稠度。

[0188] D 通过流体力学上广泛认知的弗兰克公式求得。

[0189] 求得 Q 、 P 之后,主处理部 210 求出血管的顺应性 C_{ps} 、 C_{pd} 及 R_p 、 R_b 。后脑动脉将要从小脑底动脉左右分开,因此能够将后脑交通动脉作为固定端而处理为一个单弹性钢(参照图 5)。

[0190] 一方面,脑血管由于颤搐作用和痉挛严重,将后脑动脉模型化方程式划分为血管收缩时和血管扩张时进行观察。

$$[0191] \quad C_{ps} \frac{dP}{dt} + \frac{P - P_v}{R_p} = Q_s \quad 0 < t \leq T_s$$

[0192] (数学式 19)

$$[0193] \quad C_{pd} \frac{dP}{dt} + \frac{P - P_v}{R_p} = Q_d \quad T_s < t \leq T \quad (Q = Q_s + Q_d)$$

[0194] (数学式 20)

[0195] 根据上述实验资料, 170-180mmHg 血压中的收缩期血管的顺应性和扩张期血管的顺应性相同。但是, 后脑动脉内压一般为 34-110mmHg 左右, 因而在后脑动脉中血管收缩时的顺应性和扩张时的顺应性的大小相同。

[0196] 因此, $C_{pd} = C_{pd} = C$ 。

[0197] 上述数学式 19 和数学式 20 表示 P、Q、C、R 之间的关系。求出 C、R 的算法为, 利用血压曲线 P 的面积和血流量 S 之间的函数关系求出 C、R, 而不是对 C、R 进行调整直至血压曲线 P 和血流量曲线 Q 保持一致。

[0198] 若求得面积对面积之间的函数关系, 则能够得出再现性的 C、R。

[0199] 出于这种目的, 分别积分出上述数学式 19 和数学式 20, 并通过加法和减法整理而得出如下述数学式 21 所示。

$$[0200] \quad \frac{A_s + A_d}{A_s - A_d} (P_s - P_d) = \frac{S_v^*}{C}$$

[0201] (数学式 21)

[0202] 在此, S_v^* 是向后脑动脉流动的血液第一次搏出时的血流量, P_s 是收缩期血压, P_d 是舒张期 (扩张期) 血压, A_s 是收缩期期间的血压曲线 P 的面积, A_d 是舒张期期间的血压曲线 P 的面积。

[0203] 因此, 从上述数学式 21 求出左、右侧后脑动脉的顺应性 (C_{p1} , C_{p2}) 及阻力 (R_{p1} , R_{p2}) 为如下。

[0204] 左侧后脑动脉的顺应性 :

$$[0205] \quad C_{p1} = \frac{A_{p1s} - A_{p1d}}{P_{p1s} - P_{p1d}} \cdot \frac{S_{p1}}{A_{p1s} + A_{p1d}}$$

[0206] (数学式 1) ;

[0207] 右侧后脑动脉的顺应性 :

$$[0208] \quad C_{p2} = \frac{A_{p2s} - A_{p2d}}{P_{p2s} - P_{p2d}} \cdot \frac{S_{p2}}{A_{p2s} + A_{p2d}}$$

[0209] (数学式 2) ;

[0210] 左侧后脑动脉的阻力 :

$$[0211] \quad R_{p1} = \frac{A_{p1s} + A_{p1d}}{S_{p1}}$$

[0212] (数学式 3) ; 以及

[0213] 右侧后脑动脉的阻力 :

$$[0214] \quad R_{p2} = \frac{A_{p2s} + A_{p2d}}{S_{p2}}$$

[0215] (数学式 4),

[0216] 上述数学式 1 至数学式 4 中, P_{p1s} 是左侧后脑动脉的收缩期血压, P_{p1d} 是左侧后脑动脉的舒张期血压, P_{p2s} 是右侧后脑动脉的收缩期血压, P_{p2d} 是右侧后脑动脉的舒张期血压, A_{p1s} 是左侧后脑动脉压力曲线的收缩期面积, A_{p1d} 是左侧后脑动脉压力曲线的舒张期面积, A_{p2s} 是右侧后脑动脉压力曲线的收缩期面积, A_{p2d} 是右侧后脑动脉压力曲线的舒张期面积, S_{p1} 是左侧后脑动脉的血流量, S_{p2} 是右侧后脑动脉的血流量。

[0217] 接着, 将后脑动脉看作血液向弹性管流动的简单管路, 通过在血液流动的弹性管路中解决流弹性体问题, 来解决区分脑血管的器质性变化 and 功能性变化的问题 (参照图 5)。

[0218] 在一个血管的弹性管中观察流弹性体的连续方程式和运动方程式时,

$$[0219] \quad \frac{\partial A}{\partial t} + \frac{\partial AU}{\partial X} = 0$$

[0220] (数学式 22)

$$[0221] \quad \frac{\partial AU}{\partial t} + \frac{\partial AU^2}{\partial X} = -\frac{A}{\rho} \frac{\partial P}{\partial X} - \frac{\tau_w}{\rho} \frac{2A}{\rho}$$

[0222] (数学式 23),

[0223] 在数学式 22、23 中, A 是血管的截面积, U 是血流速度, P 是血压。

$$[0224] \quad \tau_w = \frac{4\mu U}{Y}$$

[0225] (数学式 24)

[0226] 上述数学式 24 中, Y 是血管半径, μ 是粘度, τ_w 是切线应力。

$$[0227] \quad \frac{\partial A}{\partial t} = \frac{\partial A}{\partial P} \frac{\partial P}{\partial t}, \quad \frac{\frac{\partial AH}{\partial t}}{\frac{\partial AH^2}{\partial t}} = 0 \left(\frac{a}{F} \right)$$

[0228] (数学式 25)

[0229] 上述数学式 25 中, F 是平均血流速度, a 是弹性波传播速度。

$$[0230] \quad a = \sqrt{\frac{A \cdot dP}{\rho \cdot dA}}$$

[0231] (数学式 26)

[0232] 通过考虑上述数学式 22 至数学式 26 进行整理而得知,

$$[0233] \quad \frac{A}{\rho a^2} \cdot \frac{\partial P}{\partial t} + \frac{\partial Q}{\partial X} = 0$$

[0234] (数学式 27)

$$[0235] \quad \frac{\rho}{A} \frac{\partial Q}{\partial t} = -\frac{\partial P}{\partial X} - \frac{8\mu\pi Q}{A^2}$$

[0236] (数学式 28)

[0237] 上述数学式 27、28 中, P 是血压曲线, μ 是粘度, A 是血管截面积, ρ 是血液密度。

[0238] 现在, 忽略上述数学式 28 中的 $\frac{\rho}{A} \frac{\partial Q}{\partial t}$, 并按照 X 进行积分时,

$$[0239] \quad \frac{A}{\rho a^2} \frac{dP}{dt} + \frac{A^2(P - P_v)}{8\pi\mu_p} = Q_d$$

[0240] (数学式 29)

[0241] 由此, 在单弹性管中成立

$$[0242] \quad \frac{A}{\rho PWV^2} = C, R = \frac{8\pi\mu}{A^2}$$

[0243] (数学式 30)。

[0244] 如数学式 30 中所示, 基于脑血管系统中引起的血压变动、脑血管痉挛发作、脑血管颤搐、药物作用等的补充性内压的作用, 将带来脑血管截面积的变化。从血管的顺应性及阻力所知, 顺应性及阻力由血压变动、痉挛发作、颤搐、药物作用等带来严重的变动, 这是由于脑血管系统的截面面积发生变化的缘故。

[0245] 但是, 弹性系数 E 由弹性波传播速度来表示, 脑血管中与血压变动、痉挛发作、颤搐、药物作用等无关, 能够代表脑血管的器质性变化。

[0246] 一方面, 根据 Moens-Korteweg 得出 $PWV = \sqrt{(E/\rho)(h/d)} = a(h/d)$, 弹性系数 $E = \rho(d/h)PWV^2$ 。

[0247] 因此, C 、 R 中去除 A 并从 μ 和 PWV 的相关式中得出脑血管的动脉硬化度 Asc 。

$$[0248] \quad Asc = K_3 \frac{R^{0.25}}{CR} (1 - S)$$

[0249] (数学式 31)

[0250] 上述数学式 31 中, $S = f(PWV)$, K_3 是临床上取得的系数。

[0251] 接着, 若要在临床上使用上文中提到的反映脑血管性质和血流特性的指标, 需要解释如何求出向颈内动脉及椎动脉流动的血流量的问题。

[0252] 本发明中, 省略对 C 、 R 进行校正直至颈内动脉波曲线和用超声波多普勒求得的血流量曲线保持一致, 作为替代, 而求出 C 、 R , 而通过将利用超声波多普勒得出的颈椎动脉血流量代入到由颈内动脉波曲线的面积表示的 C 、 R 公式的方式求出 C 、 R 。

[0253] 该方法说明, 在求出 C 、 R 时, 作为测定脑血流特性时遇到的超声波多普勒的缺点的水平面误差不会造成任何影响。

[0254] 换言之, 由于目前将通过超声波检测技术检测的血流量适用于临床也无妨, 因而只要求出通过超声波检测技术检测的血流量, C 、 R 、 Asc 也用于临床上。

[0255] 接着, 将观察对忽略交通动脉的颈内动脉进行分析的问题。

[0256] 该情况下, 也跟上述情况一样, 前脑动脉和中脑动脉分开的点上将血压看作 $P_a = P_m = P$, 在该点上将血流量分别看作 Q_a 、 Q_m , 将前脑动脉和中脑动脉分别看作一个弹性钢, 能够成立如下的弹性钢方程式。

[0257] 血管收缩时和血管扩张时的顺应性相同时, 成立

$$[0258] \quad Q_m = C_m \frac{dP_m}{dt} + \frac{P_m - P_v}{R_m}$$

[0259] (数学式 32)

$$[0260] \quad \left(\frac{R_t}{R_a} + 1 \right) Q_a = C_a \frac{dP_a}{dt} + \frac{P_a - P_v}{R_a}$$

[0261] (数学式 33)

$$[0262] \quad (Q_m + Q_a) = Q(P_m = P_a = P)$$

[0263] (数学式 34)。

[0264] 上述右侧血管阻力 R_2 达到 $5.9 \times 10^4 \text{ dyn} \cdot \text{S/cm}^5$ 左右, 左侧血管阻力 R_1 达到 $3400 \text{ dyn} \cdot \text{S/cm}^5$, $R_1/R_2 = 0$ 。

[0265] 因此, 满足

$$[0266] \quad R_1 = \frac{A_{2s} + A_{2d}}{S_c^*}$$

[0267] (数学式 35)

$$[0268] \quad C = \frac{A_{2s} - A_{2d}}{P_{2s} - P_{2d}} \frac{Qc_c}{A_{2s} + A_{2d}}$$

[0269] (数学式 36)

$$[0270] \quad Asc = K_3 \frac{R^{0.25}}{CR} (1 - S)$$

[0271] (数学式 31),

[0272] 上述数学式 31、35、36 的 R 、 C 、 Asc 由于未知血流量, 因而无法用于诊断。

[0273] 因此, 为了求出能够用于诊断的 R 、 C 、 Asc , 应当在 $P_m = P_a$ 的条件下求出 Q_m 和 Q_a 。

[0274] 为了解决该问题, 假设颈内动脉与中脑动脉连接成一个, 前脑动脉从颈动脉 + 中脑动脉分支中分开, 然后再次对颈动脉系统进行模型化 (参照图 6)。

[0275] 现在, 将中脑动脉的血管顺应性看作 G_m , 将前脑的血管顺应性看作 C_a , 将中脑动脉中的血流阻力看作 R_m , 将前脑动脉的威廉斯环 (Willis' s circle) 领域中的血流阻力看作 R_a , 将前脑动脉的剩余领域中的血流阻力看作 R_t , 将中脑中的血压看作 P_m , 将前脑中的血压看作 P_a , 将中脑动脉中的血流量看作 Q_m , 将前脑动脉中的血流量看作 Q_a , 将颈内动脉中的威廉斯环连接点上的血压看作 P , 将静脉压看作 P_v 。

[0276] 并且, 将前脑动脉和中脑动脉的总顺应性看作 C 时,

$$[0277] \quad C = \frac{\Delta V}{\Delta p}$$

[0278] (数学式 37)。

[0279] 现在, 将图 6 中的颈内动脉的 PWV 第一次近似地看作中脑动脉的 PWV 时, 能够求得颈内动脉 + 中脑动脉的顺应性 C_{cm} 。

[0280] 因此, 满足

$$[0281] \quad S_m = C_m * (P_{sm}^* - P_{md}) (A_{ms} + A_{md}) / A_{md}$$

[0282] (数学式 38)

[0283] $S_a = S_c - S_m$

[0284] (数学式 39)

[0285] $P_m = P_a = P - R_c Q_c$

[0286] (数学式 40),

[0287] 综合以上的结果,左、右侧前脑动脉的顺应性 (C_{a1}, C_{a2}) 及左、右侧前脑动脉的阻力 (R_{a1}, R_{a2}) 分别由下述数学式 5-8 计算得出。

[0288] 左侧前脑动脉的顺应性:

$$[0289] \quad C_{a1} = \frac{A_{a1S} - A_{a1d}}{P_{a1S} - P_{a1d}} \cdot \frac{S_{a1}}{(A_{a1S} + A_{a1d})(1 + K)}$$

[0290] (数学式 5);

[0291] 右侧前脑动脉的顺应性:

$$[0292] \quad C_{a2} = \frac{A_{a2S} - A_{a2d}}{P_{a2S} - P_{a2d}} \cdot \frac{S_{a2}}{(A_{a2S} + A_{a2d})(1 + K)}$$

[0293] (数学式 6);

[0294] 左侧前脑动脉的阻力:

$$[0295] \quad R_{a1} = \frac{A_{a1S} + A_{a1d}}{S_{a1}(1 + K)}$$

[0296] (数学式 7); 以及

[0297] 右侧前脑动脉的阻力:

$$[0298] \quad R_{a2} = \frac{A_{a2S} + A_{a2d}}{S_{a2}(1 + K)}$$

[0299] (数学式 8),

[0300] 上述数学式 5 至数学式 8 中, P_{a1S} 是左侧前脑动脉的收缩期血压, P_{a1d} 是左侧前脑动脉的舒张期血压, P_{a2S} 是右侧前脑动脉的收缩期血压, P_{a2d} 是右侧前脑动脉的舒张期血压, A_{a1S} 是左侧前脑动脉压力曲线的收缩期面积, A_{a1d} 是左侧前脑动脉压力曲线的舒张期面积, A_{a2S} 是右侧前脑动脉压力曲线的收缩期面积, A_{a2d} 是右侧前脑动脉压力曲线的舒张期面积, S_{a1} 是左侧前脑动脉的血流量, S_{a2} 是右侧前脑动脉的血流量, K 是临床系数。

[0301] 并且,左、右侧中脑动脉的顺应性 (C_{a1}, C_{a2}) 及左、右侧中脑动脉的阻力 (R_{a1}, R_{a2}) 能够分别由下述数学式 9-12 计算得出。

[0302] 左侧中脑动脉的顺应性:

$$[0303] \quad C_{m1} = \frac{A_{m1S} - A_{m1d}}{P_{m1S} - P_{m1d}} \cdot \frac{S_{m1}K}{(A_{m1S} + A_{m1d})(1 + K)}$$

[0304] (数学式 9);

[0305] 右侧中脑动脉的顺应性:

$$[0306] \quad C_{m2} = \frac{A_{m2S} - A_{m2d}}{P_{m2S} - P_{m2d}} \cdot \frac{S_{m2}K}{(A_{m2S} + A_{m2d})(1 + K)}$$

[0307] (数学式 10) ;

[0308] 左侧中脑动脉的阻力 :

$$[0309] \quad R_{m1} = \frac{(A_{m1s} + A_{m1d})K}{S_{a1}(1+K)}$$

[0310] (数学式 11) ;以及

[0311] 右侧中脑动脉的阻力 :

$$[0312] \quad R_{m2} = \frac{(A_{m2s} + A_{m2d})K}{S_{a2}(1+K)}$$

[0313] (数学式 12) ,

[0314] 上述数学式 9 至数学式 12 中, P_{m1s} 是左侧中脑动脉的收缩期血压, P_{m1d} 是左侧中脑动脉的舒张期血压, P_{m2s} 是右侧中脑动脉的收缩期血压, P_{m2d} 是右侧中脑动脉的舒张期血压, A_{m1s} 是左侧中脑动脉压力曲线的收缩期面积, A_{m1d} 是左侧中脑动脉压力曲线的舒张期面积, A_{m2s} 是右侧中脑动脉压力曲线的收缩期面积, A_{m2d} 是右侧中脑动脉压力曲线的舒张期面积, S_{m1} 是左侧中脑动脉的血流量, S_{m2} 是右侧中脑动脉的血流量, K 是临床系数。

[0315] 接着,在给出颈动脉和椎动脉中的血流量和颈动脉中的平均血压 $\overline{P}$ 的条件之下,在脑血管系统的每个血管分支中求出血压和血流量。

[0316] 此时,每个血管的阻力 R 给出前面得出的值。

[0317] 临床上,将血压定义为阻力乘于血流量得出的值。

[0318] 因此,基于上述内容,写出用于在根据本发明的主处理部 210 中求出血压和血流量的联立方程式,

$$[0319] \quad p_1 = R_{C1}Q_{C1} + R_{m1}Q_{m1}$$

[0320] (数学式 41)

$$[0321] \quad p_1 = R_{C1}Q_{C1} + R_{PC1}Q_{PC1} + R_{P12}Q_{P12}$$

[0322] (数学式 42)

$$[0323] \quad p_1 = R_{C1}Q_{C1} + R_{a11}Q_{a1} + R_{a12}Q_{a12}$$

[0324] (数学式 43)

$$[0325] \quad R_{a12}Q_{a12} + R_{ac}Q_{ac} + R_{a22}Q_{a22} = 0$$

[0326] (数学式 44)

$$[0327] \quad p_2 = R_{C2}Q_{C2} + R_{m2}Q_{m2}$$

[0328] (数学式 45)

$$[0329] \quad p_2 = R_{C2}Q_{C2} + R_{a21}Q_{a21} + R_{a22}Q_{a22}$$

[0330] (数学式 46)

$$[0331] \quad p_3 = R_{V1}Q_{V1} + R_bQ_b + R_{P11}Q_{P11} + R_{P12}Q_{P12}$$

[0332] (数学式 47)

$$[0333] \quad p_4 = R_{V2}Q_{V2} + R_bQ_b + R_{P21}Q_{P21} + R_{P22}Q_{P22}$$

[0334] (数学式 48)

$$[0335] \quad R_{C1}Q_{C1} + p_{C1} = p_1$$

[0336] (数学式 49)

[0337] $R_{a12}Q_{a12} = p_{a1}$

[0338] (数学式 50)

[0339] $R_{a22}Q_{a22} = p_{a2}$

[0340] (数学式 51)

[0341] $R_{c2}Q_{c2} + p_{c2} = p_2$

[0342] (数学式 52)

[0343] $R_{v2}Q_{v2} + p_{v2} = p_4$

[0344] (数学式 53)

[0345] $R_{v1}Q_{v1} + p_{v1} = p_3$

[0346] (数学式 54)

[0347] $R_{p12}Q_{p12} + R_{p11}Q_{p11} - p_{p1} = 0$

[0348] (数学式 55)

[0349] $R_{p22}Q_{p22} + R_{p21}Q_{p21} - p_{p2} = 0$

[0350] (数学式 56)

[0351] $Q_{m1} + Q_{pc1} + Q_{a1} - Q_{c1} = 0$

[0352] (数学式 57)

[0353] $Q_{a12} + Q_{ac} - Q_{a1} = 0$

[0354] (数学式 58)

[0355] $Q_{m2} + Q_{pc2} + Q_{ac} - Q_{c2} = 0$

[0356] (数学式 59)

[0357] $Q_{a2} + Q_{ac} - Q_{a22} = 0$

[0358] (数学式 60)

[0359] $Q_{p12} - Q_{pc1} - Q_{p11} = 0$

[0360] (数学式 61)

[0361] $Q_{p22} - Q_{pc1} - Q_{p21} = 0$

[0362] (数学式 62)

[0363] $p_2 = R_{c2}Q_{c2} + R_{pc2}Q_{pc2} + R_{p22}Q_{p22}$

[0364] (数学式 63)。

[0365] 上述的方程式中, Q_{p11} 、 Q_{p12} 、 Q_{p21} 、 Q_{p22} 、 Q_{a11} 、 Q_{a12} 、 Q_{a21} 、 Q_{a22} 、 Q_{m1} 、 Q_{m2} 、 Q_{pc1} 、 Q_{pc2} 、 Q_{ac} 、 P_{a1} 、 P_{a2} 、 P_{c1} 、 P_{c2} 、 P_{v1} 、 P_{v2} 、 P_{p1} 、 P_{p2} 、 P_3 、 P_4 、 R_b 为未知数, 将 P_1 、 P_2 、 Q_{v1} 、 Q_{v2} 、 Q_{c1} 、 Q_{c2} 作为已知数代入上述联立方程式中就能够求得未知数。

[0366] 产业上的可利用性

[0367] 根据本发明的脑血管分析装置, 对反映脑血管的个别血管分支的器质性变化的弹性系数进行分析, 并计算出反映脑血管系统的血流特性和脑血管的个别血管分支的器质性变化及功能性变化的血流量、血管顺应性、血流阻力, 从而能够早期诊断脑血管疾病的发病危险性, 进而在产业上的利用可能性非常高。

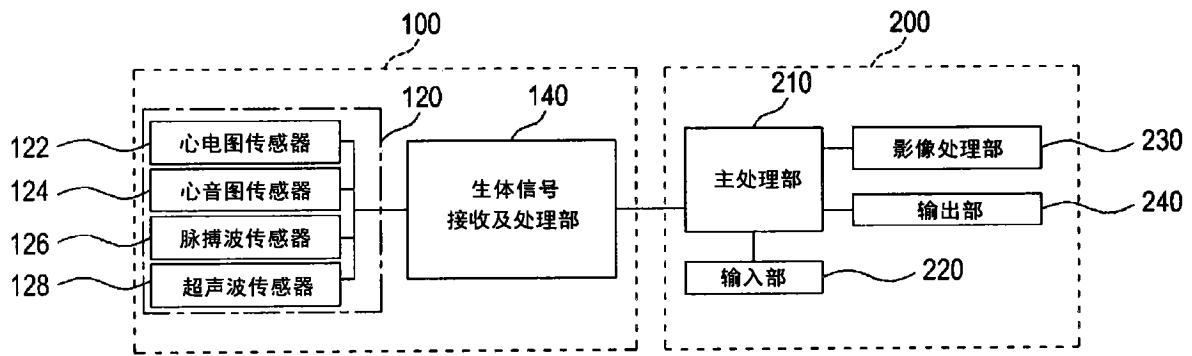


图 1

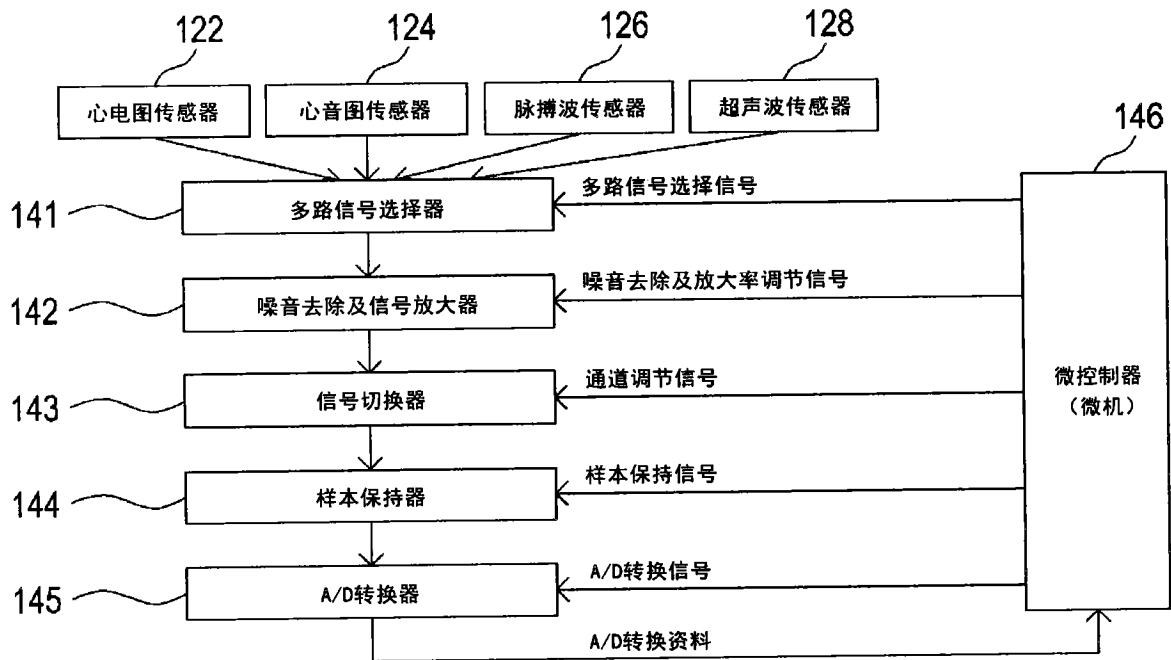


图 2

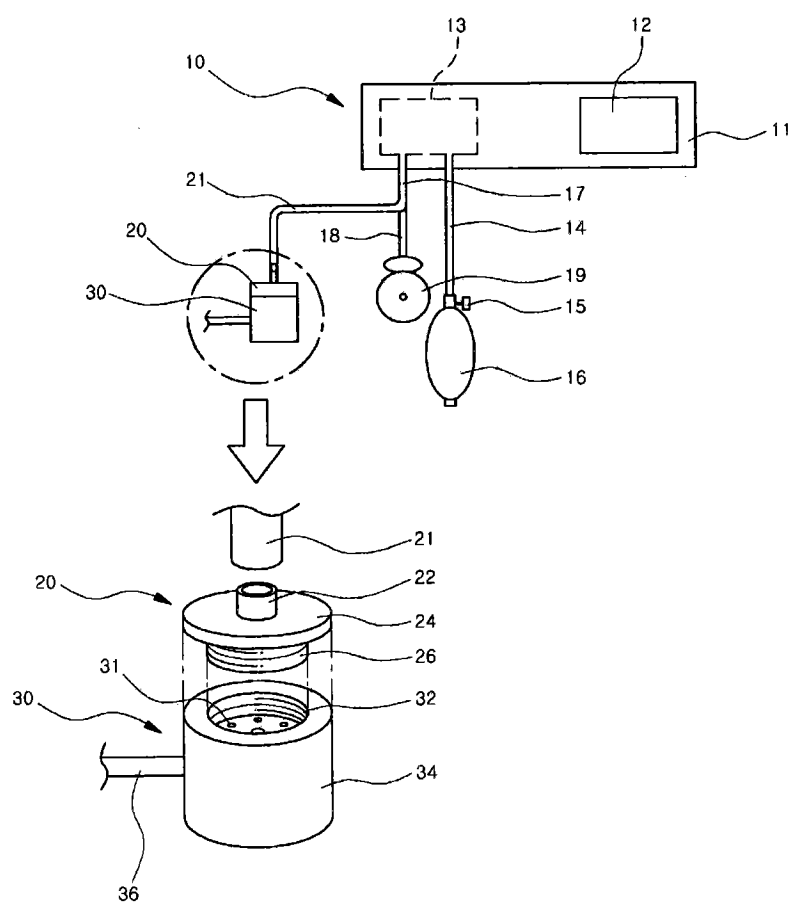


图 3

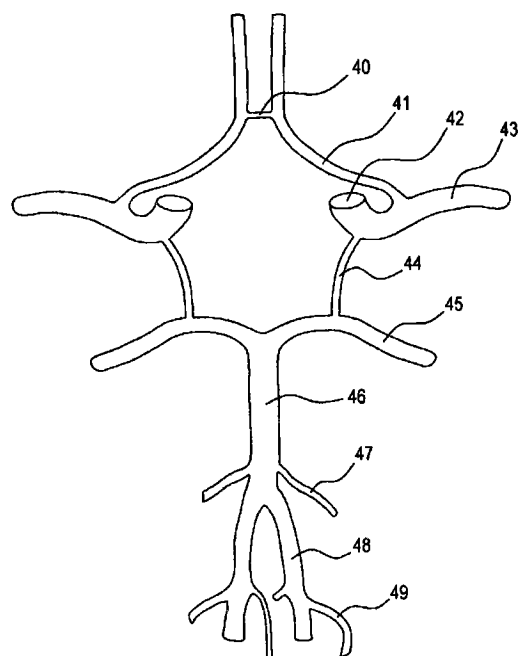


图 4

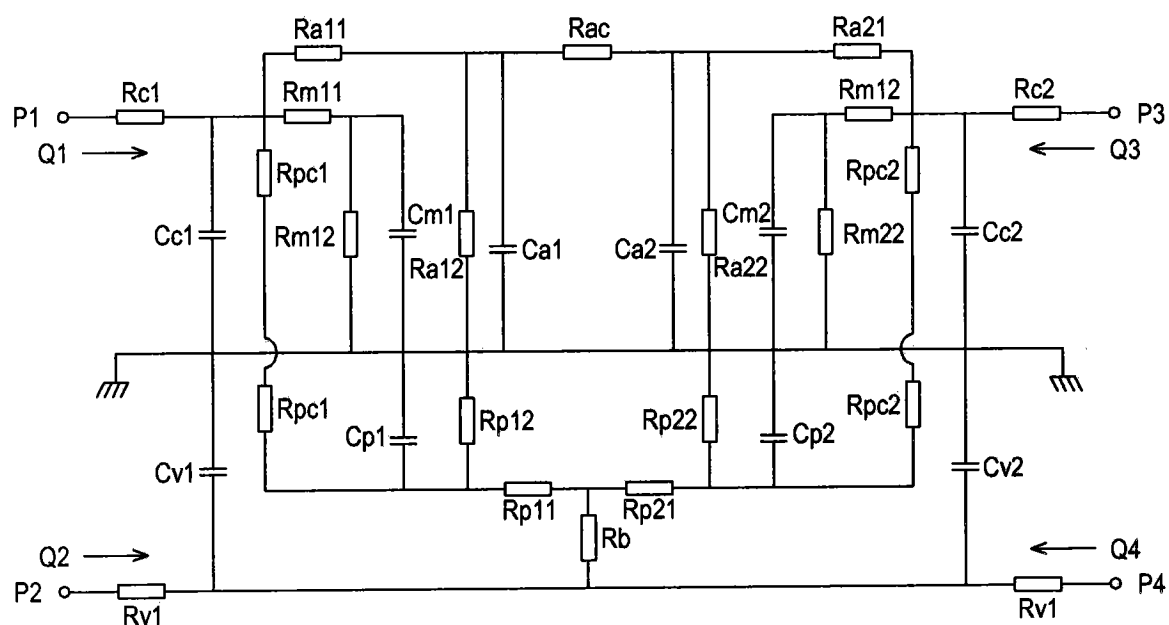


图 5

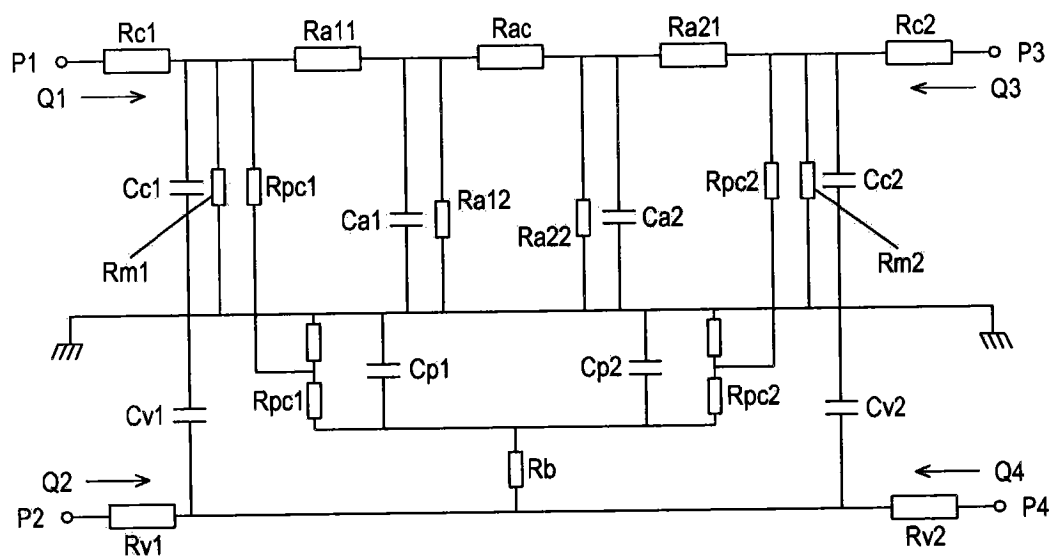


图 6

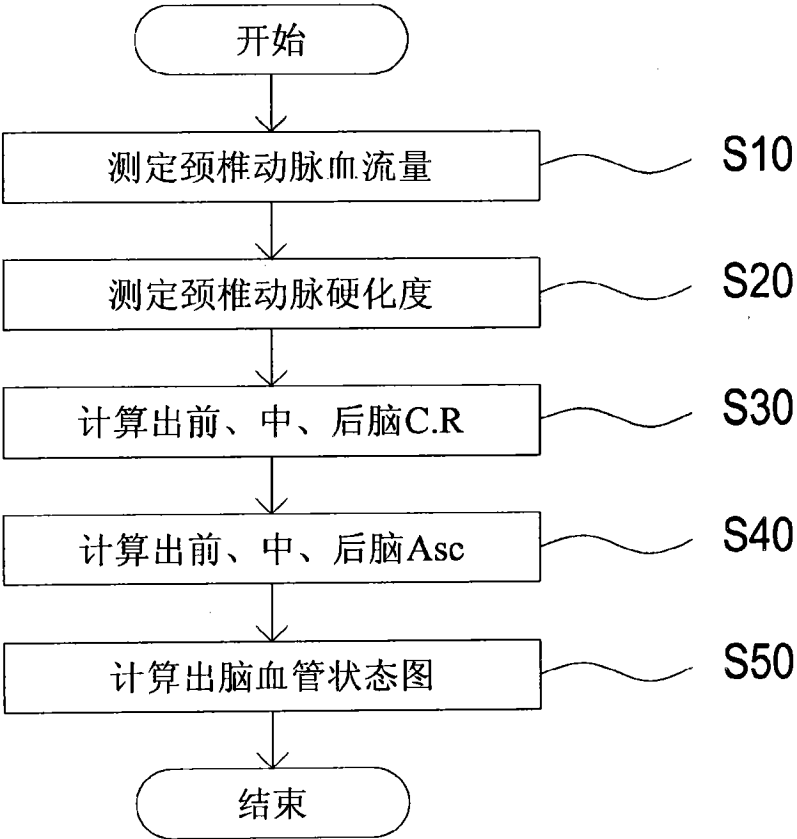


图 7

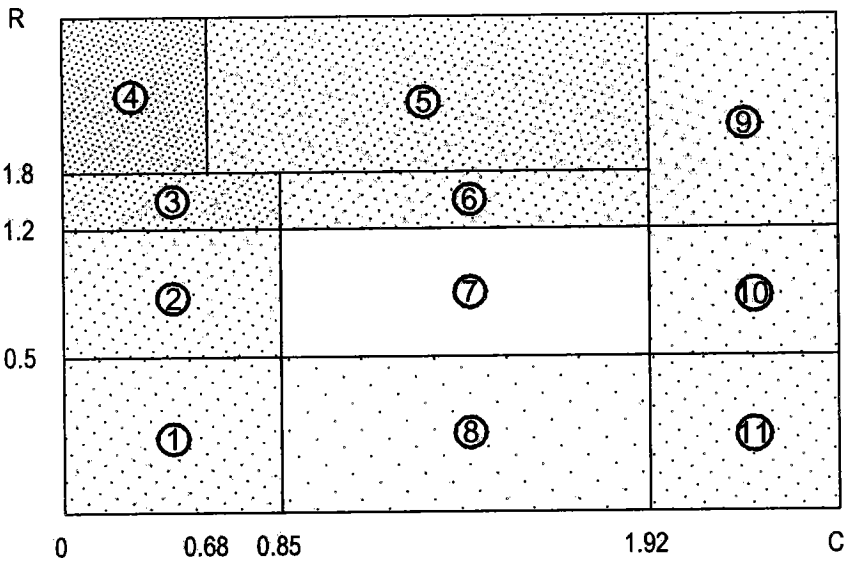


图 8

1. 一种脑血管分析装置,其特征在于,包括:

生体信号检测计,其由包括心电图传感器、心音图传感器、脉搏波传感器及超声波传感器的生体信号检测传感器部以及与所述生体信号检测传感器的各传感器连接,并接收检测出的生体信号并进行信号处理的生体信号接收及处理部构成,以及

分析指标计算计,其由与所述生体信号接收及处理部连接,相互进行通信并接收检测数据,而计算出用于分析脑血管的生物力学指标的主处理部、与所述主处理部连接并接收用户的控制指令的输入部以及与所述主处理部连接并显示计算出的结果的输出部构成;

所述脉搏波传感器是袖带脉搏波传感器、颈动脉脉搏波传感器及股动脉脉搏波传感器中的某一个,

所述生体信号检测计同时从所述生体信号检测传感器部取得 ECG、PCG 以及 APG 波形,

所述主处理部利用包括由从所述生体信号检测计获取的生体信号获得的脑血管的压力曲线、对于所述压力曲线的收缩期及舒张期的面积及所述脑血管的血流量的基础信息计算出生物力学指标。

2. 根据权利要求 1 所述的脑血管分析装置,其特征在于,所述生体信号接收及处理部包括:

微控制器,其用于进行如下控制:对从所述生体信号检测传感器部接收的生体信号进行处理,而向所述主处理部传送检测数据;

多路信号选择器,其由所述微控制器的控制信号选择从所述心电图传感器、心音图传感器、脉搏波传感器及超声波传感器接收的生体信号;

噪音去除及信号放大器,其由所述微控制器的控制信号对由所述多路信号选择器选择的生体信号进行噪音去除或放大率调节;

信号切换器,其接收通过了所述噪音去除及信号放大器的生体信号,使所述输入部的控制指令或内置于所述主处理部中的程序的控制指令通过所述微控制器来选择所需的生体信号;

样本保持器,其根据所述微控制器的控制信号对选自所述信号切换器中的生体信号进行采样并保持;以及

A/D 转换器,其根据所述微控制器的控制信号将通过所述标本保持器进行保持的生体信号转换为数字信号并传送至所述微控制器。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的脑血管分析装置,其特征在于,

所述颈动脉脉搏波传感器和所述股动脉脉搏波传感器是相同的压力传感器,

所述袖带脉搏波传感器是在袖带血压计上还附着压力传感器而构成的。

4. 根据权利要求 3 所述的脑血管分析装置,其特征在于,所述袖带脉搏波传感器在与所述袖带血压计的空气袋连接的橡皮管形成支路管,在所述支路管出口安装适配器,将所述适配器安装在结构与所述颈动脉脉搏波传感器或所述股动脉脉搏波传感器相同的传感器的开放槽。

5. 根据权利要求 1 所述的脑血管分析装置,其特征在于,所述主处理部被程序化为包括如下步骤:

第一步骤,通过所述输入部接收基础信息,并通过所述生体信号检测计接收所述生体信号;

第二步骤,对所述接收的生体信号的波形进行分析,基于所述分析的波形资料获得脑血管的压力曲线、对于所述压力曲线的收缩期及舒张期的面积以及所述脑血管的血流量;以及,

第三步骤,基于所述获得的压力曲线、压力曲线的面积、血流量及所述输入的基础信息计算出所述脑血管的包括顺应性 (C) 及阻力 (R) 的生物力学指标,而显示出脑血管分析结果。

6. 根据权利要求 5 所述的脑血管分析装置,其特征在于,所述第二步骤中的所述脑血管包括左、右侧后脑动脉,

所述第三步骤中的所述生物力学指标中,左、右侧后脑动脉的顺应性 (C_{p1} , C_{p2}) 及左、右侧后脑动脉的阻力 (R_{p1} , R_{p2}) 分别由下述数学式计算得出,

左侧后脑动脉的顺应性:

$$C_{p1} = \frac{A_{p1s} - A_{p1d}}{P_{p1s} - P_{p1d}} \cdot \frac{S_{p1}}{A_{p1s} + A_{p1d}}$$

(数学式 1);

右侧后脑动脉的顺应性:

$$C_{p2} = \frac{A_{p2s} - A_{p2d}}{P_{p2s} - P_{p2d}} \cdot \frac{S_{p2}}{A_{p2s} + A_{p2d}}$$

(数学式 2);

$$\text{左侧后脑动脉的阻力: } R_{p1} = \frac{A_{p1s} + A_{p1d}}{S_{p1}}$$

(数学式 3); 以及

$$\text{右侧后脑动脉的阻力: } R_{p2} = \frac{A_{p2s} + A_{p2d}}{S_{p2}}$$

(数学式 4),

所述数学式 1 至数学式 4 中, P_{p1s} 是左侧后脑动脉的收缩期血压, P_{p1d} 是左侧后脑动脉的舒张期血压, P_{p2s} 是右侧后脑动脉的收缩期血压, P_{p2d} 是右侧后脑动脉的舒张期血压, A_{p1s} 是左侧后脑动脉压力曲线的收缩期面积, A_{p1d} 是左侧后脑动脉压力曲线的舒张期面积, A_{p2s} 是右侧后脑动脉压力曲线的收缩期面积, A_{p2d} 是右侧后脑动脉压力曲线的舒张期面积, S_{p1} 是左侧后脑动脉的血流量, S_{p2} 是右侧后脑动脉的血流量。

7. 根据权利要求 5 所述的脑血管分析装置,其特征在于,所述第二步骤中的所述脑血管包括左、右侧前脑动脉,

所述第三步骤中的所述生物力学指标中,左、右侧前脑动脉的顺应性 (C_{a1} , C_{a2}) 及左、右侧前脑动脉的阻力 (R_{a1} , R_{a2}) 分别由下述数学式计算得出,

左侧前脑动脉的顺应性:

$$C_{a1} = \frac{A_{a1s} - A_{a1d}}{P_{a1s} - P_{a1d}} \cdot \frac{S_{a1}}{(A_{a1s} + A_{a1d})(1 + K)}$$

(数学式 5);

右侧前脑动脉的顺应性：

$$C_{a2} = \frac{A_{a2S} - A_{a2d}}{P_{a2S} - P_{a2d}} \cdot \frac{S_{a2}}{(A_{a2S} + A_{a2d})(1 + K)}$$

(数学式 6)；

左侧前脑动脉的阻力：

$$R_{a1} = \frac{A_{a1S} + A_{a1d}}{S_{a1}(1 + K)}$$

(数学式 7)；以及

右侧前脑动脉的阻力：

$$R_{a2} = \frac{A_{a2S} + A_{a2d}}{S_{a2}(1 + K)}$$

(数学式 8)，

所述数学式 5 至数学式 8 中， P_{a1s} 是左侧前脑动脉的收缩期血压， P_{a1d} 是左侧前脑动脉的舒张期血压， P_{a2s} 是右侧前脑动脉的收缩期血压， P_{a2d} 是右侧前脑动脉的舒张期血压， A_{a1s} 是左侧前脑动脉压力曲线的收缩期面积， A_{a1d} 是左侧前脑动脉压力曲线的舒张期面积， A_{a2s} 是右侧前脑动脉压力曲线的收缩期面积， A_{a2d} 是右侧前脑动脉压力曲线的舒张期面积， S_{a1} 是左侧前脑动脉的血流量， S_{a2} 是右侧前脑动脉的血流量， K 是临床系数。

8. 根据权利要求 5 所述的脑血管分析装置，其特征在于，所述第二步骤中的所述脑血管包括左、右侧中脑动脉，

所述第三步骤中的所述生物力学指标中，左、右侧中脑动脉的顺应性 (C_{a1} , C_{a2}) 及左、右侧中脑动脉的阻力 (R_{a1} , R_{a2}) 分别由下述数学式计算得出，

左侧中脑动脉的顺应性：

$$C_{m1} = \frac{A_{m1S} - A_{m1d}}{P_{m1S} - P_{m1d}} \cdot \frac{S_{m1}K}{(A_{m1S} + A_{m1d})(1 + K)}$$

(数学式 9)；

右侧中脑动脉的顺应性：

$$C_{m2} = \frac{A_{m2S} - A_{m2d}}{P_{m2S} - P_{m2d}} \cdot \frac{S_{m2}K}{(A_{m2S} + A_{m2d})(1 + K)}$$

(数学式 10)；

左侧中脑动脉的阻力：

$$R_{m1} = \frac{(A_{m1S} + A_{m1d})K}{S_{a1}(1 + K)}$$

(数学式 11)；以及

右侧中脑动脉的阻力：

$$R_{m2} = \frac{(A_{m2S} + A_{m2d})K}{S_{a2}(1 + K)}$$

(数学式 12),

所述数学式 9 至数学式 12 中, P_{m1s} 是左侧中脑动脉的收缩期血压, P_{m1d} 是左侧中脑动脉的舒张期血压, P_{m2s} 是右侧中脑动脉的收缩期血压, P_{m2d} 是右侧中脑动脉的舒张期血压, A_{m1s} 是左侧中脑动脉压力曲线的收缩期面积, A_{m1d} 是左侧中脑动脉压力曲线的舒张期面积, A_{m2s} 是右侧中脑动脉压力曲线的收缩期面积, A_{m2d} 是右侧中脑动脉压力曲线的舒张期面积, S_{m1} 是左侧中脑动脉的血流量, S_{m2} 是右侧中脑动脉的血流量, K 是临床系数。

9. 根据权利要求 5 至 8 中任一项所述的脑血管分析装置, 其特征在于, 所述主处理部进行如下控制: 在所述输出部用 C-R 状态图上的点显示出所述第三步骤中计算出的所述脑血管的顺应性 (C) 及阻力 (R)。

专利名称(译)	脑血管分析装置		
公开(公告)号	CN102170832A	公开(公告)日	2011-08-31
申请号	CN200980138750.2	申请日	2009-10-01
[标]发明人	金洸台		
发明人	金洸台		
IPC分类号	A61B8/02		
CPC分类号	A61B5/022 A61B8/08 A61B5/0402 A61B7/04 A61B5/026 A61B8/485 A61B8/06 A61B5/02007 A61B8/0816 A61B5/4064		
优先权	1020080096949 2008-10-02 KR		
其他公开文献	CN102170832B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种脑血管分析装置，该装置为了诊断脑血管的疾病，以心电图、心音图、脉搏波信号及超声波多普勒信号为基础资料对脑血管系统进行生物力学分析，以便检测脑血管的生物力学特性及血流特性，由此通过检测脑血管系统的每个血管分支中的弹性系数、血管的顺应性及血流阻力、血流量，能够早期诊断脑血栓等多种脑血管难治性疾病。

