



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710011514.7

A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/0205 (2006.01)
A61B 5/026 (2006.01)
A61B 5/0402 (2006.01)
A61B 19/00 (2006.01)
G06F 19/00 (2006.01)

[43] 公开日 2008年12月3日

[11] 公开号 CN 101313844A

[22] 申请日 2007.5.31
[21] 申请号 200710011514.7
[71] 申请人 金寿山
地址 110035 辽宁省沈阳市皇姑区昆山西路161号
共同申请人 郑成吉
[72] 发明人 金寿山 赵永进 吴日浩 郑成吉

[74] 专利代理机构 沈阳亚泰专利商标代理有限公司
代理人 郭元艺

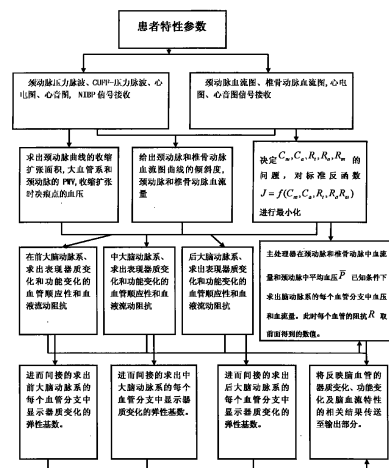
权利要求书5页 说明书31页 附图9页

[54] 发明名称

脑血管性质及血液流动特性分析系统及其分析方法

[57] 摘要

本发明属人体生物学参数检测分析系统领域，尤其涉及一种脑血管性质及血液流动特性分析系统及其分析方法；分析系统含有：人体生物学信号接收部分、主处理部分、控制输入部分、输出部分；所述人体生物学信号接收部分采集的人体生物学信号经 A/D 变换送主处理部分进行数据处理后再由输出部分进行信号输出；所述控制输入部分将相应的控制信号送入主处理部分完成相应的数据处理；分析方法包括：1) 脑血管系特征基础资料的构建阶段；2) 脑血管系评价准备阶段；3) 间接求出前中后大脑动脉系的每个血管分支中显示器质变化的弹性基数。本发明通过无创测量的方法采集人体生物学相关参数，从而完成对人体脑血管疾病进行早期诊断。



1、脑血管性质及血液流动特性分析系统，其特征在于，含有：人体生物学信号接收部分、主处理部分、控制输入部分、输出部分；所述人体生物学信号接收部分采集的人体生物学信号经 A/D 变换送主处理部分进行数据处理后再由输出部分进行信号输出；所述控制输入部分将相应的控制信号送入主处理部分完成相应的数据处理。

2、根据权利要求 1 所述的脑血管性质及血液流动特性分析系统，其特征在于：所述人体生物学信号接收部分包括心电图信号接收部分、脑血流图接收部分、脉搏接收部分及心音接收部分。

3、根据权利要求 2 所述的脑血管性质及血液流动特性分析系统，其特征在于：所述心电图信号接收部分包括：阻抗变换部分、信号调制部分；所述阻抗变换部分将接收信号处理后，再经信号调制部分调制后送至 A/D 变换部分。

4、根据权利要求 2 或 3 所述的脑血管性质及血液流动特性分析系统，其特征在于：所述脑血流图接收部分包括：输入电路、高频恒流源、信号调制部分；所述输入电路采集的信号经信号调制部分调制后送至 A/D 变换部分；所述高频恒流源为输入电路提供工作电源。

5、根据权利要求 2 或 3 所述的脑血管性质及血液流动特性分析系统，其特征在于：所述脉搏接收部分包括信号调制部分；脉搏接收部分输出的信号经调制部分调制后送至 A/D 变换部分。

6、根据权利要求 2 或 3 所述的脑血管性质及血液流动特性分析系统，其特征在于：所述心音接收部分包括：输入电路、信号调制部分；所述输入电路

采集的信号经信号调制部分调制后送至 A/D 变换部分。

7、根据权利要求 1 所述的脑血管性质及血液流动特性分析方法，其特征在于，按如下步骤进行：

1) 脑血管系特征基础资料的构建阶段：通过接收的颈动脉压力脉波、CUFF-压力脉波、心电图、心音图及 NIBP 信号、颈动脉血流图、椎骨动脉血流图、心电图、心音图信号求出大血管系和颈动脉的 PWV，给出颈动脉和椎骨动脉血流图曲线的倾斜度、四肢脉波曲线的特征点(characteristic point)、心音的收缩扩张点中脉波曲线的收缩和扩张面积、颈动脉曲线的收缩扩张面积、收缩扩张时切痕(incisura)点的血压、患者特性参数；

2) 脑血管系评价准备阶段：主处理部分以步骤 1) 为基础，求出颈动脉和椎骨动脉、脑基底动脉中流过的血流量和动脉硬化度；

3) 主处理部分在前大脑动脉系、中大脑动脉系、后大脑动脉系的每个血管分支中求出表现器质变化和功能变化的血管顺应性和血液流动阻抗，进而间接的求出前中后大脑动脉系的每个血管分支中显示器质变化的弹性基数；

4) 将反映脑血管的器质变化、功能变化及脑血流特性的相关结果传送至输出部分。

8、根据权利要求 7 所述的脑血管性质及血液流动特性分析方法，其特征在于：在步骤 1) 中，经过颈动脉的血管表面乳样突起(mastoid process)和左右颈动脉部位设置输出电极，左右眼眉部的滑车上动脉(supratrochlear artery)中间和左右锁骨下(subclavicular)部位中心处设置输入电极，从而完成体表颈动脉血流量测量；通过椎骨动脉的血管表面第 2 颈椎和第 6 颈椎的左右两边设置输出电极，第 1 颈椎部位和左右肩部设置输入电极，同时测量

闭合的脑血管系血流量，从而完成体表椎骨动脉血流量测量。

9、根据权利要求7所述的脑血管性质及血液流动特性分析方法，其特征在于：构建脑血管模型，将每个血管系作为一个弹性腔，并将其连接成多弹性腔；然后求出所述多弹性腔的顺应性和阻抗并结合所述脑血管模型分析血液流动，从而区分出器质性和功能性的变化。

10、根据权利要求9所述的脑血管性质及血液流动特性分析方法，其特征在于：所述脑血管模型系将前大脑动脉和中大脑动脉视为从颈动脉中分叉。

11、根据权利要求9所述的脑血管性质及血液流动特性分析方法，其特征在于：将颈动脉和中大脑动脉视为1个血管支，即颈动脉及中大脑动脉做为一个弹性腔体。

12、根据权利要求8所述的脑血管性质及血液流动特性分析方法，其特征在于：在脑基底动脉中左右后大脑动脉分开点（ $P_{p1}=P_{p2}$ ），给出左右后大脑动脉中血流量（ Q_{p1} 、 Q_{p2} ），把后大脑动脉看作每一个模型化弹性腔，求出左右后大脑动脉的顺应性和阻抗，将后大脑动脉视为单循管路。

13、根据权利要求8所述的脑血管性质及血液流动特性分析方法，其特征在于：主处理部分在左右后大脑动脉分开点（ $P_{p1}=P_{p2}$ ）处求解血流量曲线（Q）及血压曲线（P）后，给出血管的顺应性 C_{PS}, C_{pd} 和阻抗 R_p, R_b ；主处理部分以血压曲线（P）及血流量曲线（Q）一致为依据，调整阻抗（R）和顺应性（C）；在顺应性（C）、阻抗（R）中将血管单位面积（A）消除后得到脑血管的动脉硬化度Asc：

$$Asc = K_3 \frac{R^{0.25}}{C * R} (1 - S)$$

上式中 $S=f(PWV)$ ， K_3 是临床基数，在 0.7~0.89。

14、根据权利要求 10 或 11 所述的脑血管性质及血液流动特性分析方法，其特征在于：

中大脑动脉的血管顺应性为 C_m 、前大脑的血管顺应性为 C_a 、中大脑动脉的血液流动阻抗为 R_m 、前大脑动脉的 Willis 环部位的血液流动阻抗为 R_t 、前大脑动脉的剩余部位的血液流动阻抗为 R_a 、中大脑中血压为 P_m 、前大脑中血压为 P_a 、中大脑动脉中血流量为 Q_m 、前大脑动脉中血流量为 Q_a 、颈动脉中 Willis 环连接点血压为 P 、静脉压为 P_v ，列出如下状态方程式：

$$[C_m R_m (R_a + R_t) + R_m R_a C_a] \frac{dP}{dt} + (R_a + R_m + R_t) P - (R_t + R_a) R_m Q = 0$$

决定 C_m, C_a, R_t, R_a, R_m 的问题，对标准反函数 $J = f(C_m, C_a, R_t, R_a, R_m)$ 进行最小化；

压力脉波曲线和阻抗血流图曲线中把突出点进行平整近视处理，基于压力脉波曲线和容积脉波曲线的相似性，求出收敛解 X_o^k ，在收敛解 X_o^k 范围内的某个点存在 R_m 和 R_a 比取一定值的 K ；

对 $|x_{i+1}^k - x_i^k| = \Delta_i^k, (i = 1, 2, \Lambda, n, k = 1, 2, \Lambda, 5)$ 收敛解：

$$\frac{\Delta_i^k}{x_o^k} < 10^{-6} = \varepsilon$$

设 $\frac{R_a}{R_m} = K$ ，因 $P_a = P_m$ ：

故 $\frac{Q_a}{Q_m} =: K$

于是：

$$C_a = \frac{A_{as} - A_{ad}}{P_{as}^* - P_{ad}^*} \cdot \frac{S_a}{(A_{as} + A_{ad})(1 + K)}$$

$$Cm = \frac{A_{ms} - A_{md}}{P_{ms}^* - P_{md}} \cdot \frac{S_m K}{(A_{ms} + A_{md})(1+K)}$$

$$Ra = \frac{(A_{as} + A_{ad})}{S_a(1+K)}$$

$$Rm = \frac{(A_{ms} + A_{md})K}{S_a(1+K)}$$

$$Asa = K_3 \frac{Ra^{0.25}}{Ca * Ra} (1-S)$$

$$Asm = K_3 \frac{Rm^{0.25}}{Cm * Rm} (1-S)$$

然后主处理器在颈动脉和椎骨动脉中血流量和颈动脉中平均血压 \bar{P} 已知条件下求出脑动脉系的每个血管分支中血压和血流量。

脑血管性质及血液流动特性分析系统及其分析方法

技术领域

本发明属人体生物学参数检测分析系统领域，尤其涉及一种脑血管性质及血液流动特性分析系统及其分析方法。

背景技术

现今已有的脑血管状态测定仪有血管照影仪、MRA、FMRI、SPET、TCD、TEE、TTE、QFM、CVD等。

首先，血管照影仪对血管自身的病态变化有可以直接观察的优点，为了照影注入血管的侵入不可避免，并且操作复杂。

MRA或FMRI克服了血管照影仪的缺点，但不仅制造成本和诊断费用昂贵，而且有着只能用在特定变动中的缺点。MRA、FMRI、SPET虽有相互差异，但这些设备都检查血管分布、血流特性、低血流等区域，并且这些设备不能判定血管的性质。超音波血流测定体系(ultrasonic Quantitative Flow Measurement System:QFM)和脑血管特性测定仪CVD虽然费用少，但是可以求出颈动脉的血流量和中大脑动脉及前大脑动脉的顺应性。

若要评价血管性质的基质基能状态的特征，不仅要有血管流动的血液流动量或血管壁作用的血压等血液流动状态关系的情报，更为必要的是反映血管自身的材质性状态和基能状态的血管弹性基数(动脉硬化度)、血管顺应性和血流阻力等情报。

但是反映血管材质状态的脑血管系每个血管分支中，测定血管的弹性基数(动脉硬化度)和血管的顺应性和直径、血液流动阻力、血流量等问题非常困难。

这是因为脑血管系的构造非常复杂，脑血管系中血管分支有着不同的力学性举动，在活体中测定血管基质变化的指标的问题，至今只能在活体中采集血管进行引张机的方法。

(1) 直接方法

2002 年美国加利福尼亚综合大学教授 Werner G, Marifan C, Tonny M, Jeffrey C 等许多学者们研究了人体的脑血管的生物力学的特性, 对 Mechanical and Failure Propertis of Human Cerebral Blood Vesseies 脑血管的特性进行了全面的手术。但是这种结果是采集人体血管试验所得到的, 所以在诊断方面不能成为指标。

(2) 间接方法

间接的求出脑动脉系的血流量和顺应性、弹性基数-动脉硬化度、血液流动电阻等研究进行了很多年。

1997 年-2004 年 A.biedma, Haoliu, Cwako shi 等诸多学者们采用与中国学者像类似的方法, 提出了求出脑动脉的顺应性和电阻的方案。

但是以上的研究结果只是, 脑动脉中血压、血管的顺应性和弹性基数-动脉硬化度、血液流动电阻、血流量分布的表象, 在临床实践中并不能使用。

以临床为目标脑血流量计 QFM-2000X 和 CVD-1000 被开发出来。

以临床时间为目标而被开发的超音波血流测定体系 (ultrasonic Quantitative Flow Measurement System:QFM) 和脑血管特性测定仪 CVD, 不仅费用低而且可以求出颈动脉的血流量和中大脑动脉和前大脑动脉的顺应性, 所以可以评价脑血管性质成为可能。但是超音波血流测定体系 (ultrasonic Quantitative Flow Measurement System:QFM) 和脑血管特性测定仪 CVD 将基本测定指标设定为血管的顺应性和血液流动指标, 所以血管性质的两个基本特性-血管基质变化和基能变化不能区分开来。

超音波血流测定体系 QFM-2000X 和脑血管特性测定仪 CVD-1000, 在求脑血管顺应性和阻力中有很多缺点。

QFM-2000X 是把脑血管系左右分离, 观察进入颈动脉的血流量看作脑血流量, 左侧脑动脉系和右侧脑动脉系评价的顺应性 C 和电阻 R 求出。

所以不能评价脑的个别血管的分支。

他们为了求出脑动脉的顺应性, 把血压波形看作压力脉波, 血流波形看作超音波多普勒, 当两个波一致时求出 C, R。但是 C, R 的计算, 由于变动振

幅大、曲线近似与实际情况有较大差异。

实际上，用超声波多普仪测量血流波形误差很大。另一方面，那种测量误差所获得的波形与压力波形化近似处理后与实际不相符。

QFM-2000X 中血管的顺应性 C 和血液流动电阻 R 是根据测量不同的人有将近 10-100 倍的差异，因此临床指标中无法实现再现性。

脑血管的定数测定及方法特许申请 {An apparatus measuring parameter of cerebrovascular and method there of} 中，脑血管系模型化分析时，不求进入脑中的血流量，把流入脑的血流量假定为心搏出量的 K 倍，没能找到正确的临床指标。脑血管的定数测定装置及方法 {An apparatus measuring parameter of cerebrovascular and method there of} 中如下指出：

颈动脉的单位面积减少 80-90%，但颈动脉中流过的血流量并无变化，根据这个颈动脉的流过的血流量是：

$$Q_c = K_c S_v$$

这里 S_v 是心搏出量， K_c 是比例常数

这样的假定作为医疗器材没有充分的保证。

又脑血管的定数测定及方法特许申请 {An apparatus measuring parameter of cerebrovascular and method there of} 中，前大脑动脉和中大脑动脉的顺应性和阻力假定为一定的比率，所以在疾病诊断中正确率下降。脑血管的定数测定及方法特许申请 {An apparatus measuring parameter of cerebrovascular and method there of} 中如下指出：

$$\langle R_{a11} C_{a1}^2 = \frac{8\pi\mu}{(\rho a^2)^2} K_a$$

$$R_{m11} C_{m1}^2 = \frac{8\pi\mu}{(\rho a^2)^2} K_m$$

这里 μ 是血液的黏度， A 是血管的单位面积， ρ 是血液的密度， a 是脉波传播速度， K_a, K_m 是试验中得到的比例系数。

QFM-2000X 和 An apparatus measuring parameter of cerebrovascular and method there of，没能提出后大脑动脉的顺应性和阻力的求解方法。

QFM-2000X 和 An apparatus measuring parameter of cerebrovascular and method there of , 为了评价脑血管的特性, 没能求出弹性基数, 只求出顺应性和阻力, 其自身也有很多缺点。

现今临床上使用的图像处理技术可将脑室质以图像方式观察, 但必须是在疾病发生后方可诊断。若想知道脑血栓或脑出血的发病过程, 不能只看图像, 而是要知道脑血管的性质和血液流动特性、血液状态。血液流动状态检查血液就可知道, 但若想知道脑血栓的性质和血液流动特性, 必须借助于对脑血管性质和血液流动特性进行判定的全新设备。

这里最为重要的是正确判断脑血管的特性。脑血管有别于其他血管, 脑血管的特性包括脑动脉的硬化程度、血管挛缩和痉挛、扩张、脑血栓的临界状态等。但现今临床上血管的顺应性, 随药物作用、神经作用、血管变化、血管的挛缩、弹性基数(动脉硬化度)等有较大的变化。

发明内容

本发明旨在克服现有技术的不足之处而提供一种通过无创测量的方法采集人体生物学相关参数, 从而完成对人体脑血管疾病进行早期诊断的脑血管性质及血液流动特性分析系统及其分析方法。

为达到上述目的, 本发明是这样实现的:

脑血管性质及血液流动特性分析系统, 含有人体生物学信号接收部分、主处理部分、控制输入部分、输出部分; 所述人体生物学信号接收部分采集的人体生物学信号经 A/D 变换送主处理部分进行数据处理后再由输出部分进行信号输出; 所述控制输入部分将相应的控制信号送入主处理部分完成相应的数据处理。

作为一种优选方案, 本发明所述人体生物学信号接收部分包括心电图信号接收部分、脑血流图接收部分、脉搏接收部分及心音接收部分。

作为另一种优选方案, 本发明所述心电图信号接收部分包括: 阻抗变换部分、信号调制部分; 所述阻抗变换部分将接收信号处理后, 再经信号调制部分调制后送至 A/D 变换部分。

本发明所述脑血流图接收部分包括：输入电路、高频恒流源、信号调制部分；所述输入电路采集的信号经信号调制部分调制后送至 A/D 变换部分；所述高频恒流源为输入电路提供工作电源。

本发明所述脉搏接收部分包括信号调制部分；脉搏接收部分输出的信号经调制部分调制后送至 A/D 变换部分。

本发明所述心音接收部分包括：输入电路、信号调制部分；所述输入电路采集的信号经信号调制部分调制后送至 A/D 变换部分。

脑血管性质及血液流动特性分析方法，可按如下步骤进行：

1) 脑血管系特征基础资料的构建阶段：通过接收的颈动脉压力脉波、CUFF-压力脉波、心电图、心音图及 NIBP 信号、颈动脉血流图、椎骨动脉血流图、心电图、心音图信号求出大血管系和颈动脉的 PWV，给出颈动脉和椎骨动脉血流图曲线的倾斜度、四肢脉波曲线的特征点 (characteristic point)、心音的收缩扩张点中脉波曲线的收缩和扩张面积、颈动脉曲线的收缩扩张面积、收缩扩张时切痕 (incisura) 点的血压、患者特性参数；

2) 脑血管系评价准备阶段：主处理部分以步骤 1) 为基础，求出颈动脉和椎骨动脉、脑基底动脉中流过的血流量和动脉硬化度；

3) 主处理部分在前大脑动脉系、中大脑动脉系、后大脑动脉系的每个血管分支中求出表现器质变化和功能变化的血管顺应性和血液流动阻抗，进而间接的求出前中后大脑动脉系的每个血管分支中显示器质变化的弹性基数；

4) 将反映脑血管的器质变化、功能变化及脑血流特性的相关结果传送至输出部分。

本发明在步骤 1) 中，经过颈动脉的血管表面乳样突起 (mastoid process)

和左右颈动脉部位设置输出电极，左右眼眉部的滑车上动脉（supratrochlear artery）中间和左右锁骨下（subclavicular）部位中心处设置输入电极，从而完成体表颈动脉血流量测量；通过椎骨动脉的血管表面第2颈椎和第6颈椎的左右两边设置输出电极，第1颈椎部位和左右肩部设置输入电极，同时测量闭合的脑血管系血流量，从而完成体表椎骨动脉血流量测量。

本发明实现上述分析方法可构建脑血管模型，将每个血管系作为一个弹性腔，并将其连接成多弹性腔；然后求出所述多弹性腔的顺应性和阻抗（compliance and resistance）并结合所述脑血管模型分析血液流动，从而区分出器质性和功能性的变化。

本发明所述脑血管模型系将前大脑动脉和中大脑动脉视为从颈动脉中分叉。本发明将颈动脉和中大脑动脉视为1个血管支，即颈动脉及中大脑动脉作为一个弹性腔体。

本发明在脑基底动脉中左右后大脑动脉分开点，给出左右后大脑动脉中血流量，把后大脑动脉看作每一个模型化弹性腔，求出左右后大脑动脉的顺应性和阻抗，将后大脑动脉视为单循管路。

本发明主处理部分在左右后大脑动脉分开点处求解血流量曲线及血压曲线后，给出血管的顺应性 C_{PS}, C_{pd} 和阻抗 R_p, R_b ；主处理部分以血压曲线及血流量曲线一致为依据，调整阻抗R和顺应性C；在顺应性C、阻抗R中将血管单位面积A消除后得到脑血管的动脉硬化度Asc：

$$Asc = K_3 \frac{R^{0.25}}{C * R} (1 - S)$$

上式中 $S=f(PWV)$ ， K_3 是临床基数，在0.7~0.89。

压力脉波曲线和阻抗血流图曲线中把突出点进行平整近视处理，基于收

敛解压力脉波曲线和容积脉波曲线的相似性，求出收敛解 X_o^k ，在收敛解 X_o^k 范围内的某个点存在 R_m 和 R_a 比取一定值的 K ；

对 $|x_i^k - x_i^{k-1}| = \Delta_i^k, (i = 1, 2, \dots, n, k = 1, 2, \dots, 5)$ 收敛解：

$$\frac{\Delta_i^k}{x_o^k} < 10^{-6} = \varepsilon$$

设 $\frac{R_a}{R_m} = K$ ，因 $P_a = P_m$ ：

$$\text{故 } \frac{Q_a}{Q_m} = K$$

于是：

$$R_m = \frac{(A_{ms} + A_{md})K}{S_a(1+K)}$$

$$C_a = \frac{A_{as} - A_{ad}}{P_{as}^* - P_{ad}^*} \cdot \frac{S_a}{(A_{as} + A_{ad})(1+K)}$$

$$C_m = \frac{A_{ms} - A_{md}}{P_{ms}^* - P_{md}^*} \cdot \frac{S_m K}{(A_{ms} + A_{md})(1+K)}$$

$$R_a = \frac{(A_{as} + A_{ad})}{S_a(1+K)}$$

$$A_{sa} = K_3 \frac{R_a^{0.25}}{C_a^* R_a} (1-S)$$

$$A_{sm} = K_3 \frac{R_m^{0.25}}{C_m^* R_m} (1-S)$$

然后主处理器在颈动脉和椎骨动脉中血流量和颈动脉中平均血压 \bar{P} 已知条件下求出脑动脉系的每个血管分支中血压和血流量。

本发明中大脑动脉的血管顺应性为 C_m 、前大脑的血管顺应性为 C_a 、中大脑动脉的血液流动阻抗为 R_m 、前大脑动脉的 Willis 环部位的血液流动阻抗为

R_t、前大脑动脉的剩余部位的血液流动阻抗为 R_a、中大脑中血压为 P_m、前大脑中血压为 P_a、中大脑动脉中血流量为 Q_m、前大脑动脉中血流量为 Q_a、颈动脉中 Willis 环连接点血压为 P、静脉压为 P_v，列出如下状态方程式：

$$[C_m R_m (R_a + R_t) + R_m R_a C_a] \frac{dP}{dt} + (R_a + R_m + R_t) P - (R_t + R_a) R_m Q = 0$$

决定 C_m, C_a, R_t, R_a, R_m 的问题，对标准反函数 $J = f(C_m, C_a, R_t, R_a, R_m)$ 进行最小化；然后主处理器在颈动脉和椎骨动脉中血流量和颈动脉中平均血压 \bar{P} 已知条件下求出脑动脉系的每个血管分支中血压和血流量。

本发明将脑动脉系看作颈动脉分支、前大脑动脉分支、中大脑动脉分支、后大脑动脉分支、椎骨及脑基底动脉分支构成的单循环体，为解释脑血管的器质变化和功能变化，把颈动脉及椎骨动脉血流图和压力脉波图、CUFF 式压力脉波图、心电图、心音图及 NIBP 信号作为基础资料，对脑动脉系进行生物力学性模型化，分析脑动脉系的每个血管分支中反映血管器质性变化的血管弹性基数（动脉硬化度）、血管顺应性及血液流动阻抗，以无创的方法对脑血管疾病进行早期诊断，给出了脑血管顺应性、血液流动阻力、均衡度指数和脑卒中临界值等问题的解决方案。本发明系统成本低，自动化程度高，能有效测量反映人体脑血管器质性变化和功能变化的血流量、血管顺应性及血液流动阻抗等参数指标。

附图说明

下面结合附图和具体实施方式对本发明作进一步说明。但本发明的保护范围将不仅局限于下列内容的表述。

图 1 为本发明分析系统结构框图；

图 2 为本发明分析系统中人体生物学信号接收处理部分结构框图；

图 3 为本发明分析系统具体结构框图；

图 4 为本发明分析系统具体电路原理图；

图 5 为本发明分析系统具体电路原理图；

图 6 为本发明脑血管性质及血液流动特性分析方法程序框图；

图 7 为本发明脑血管系一般构成图；

图 8 为本发明将每个血管分支看作单弹性腔的脑血管系一般构造的脑血管模型化电路原理路；

图 9 为本发明单弹性腔血管和脑血管模型化时颈动脉中大脑弹性腔的电路原理路；

图 10 为本发明脑血管的收缩时和扩张时血管和血压间的关系图；

图 11 为本发明椎骨脑基底动脉状态图；

图 12 为本发明椎骨脑基底动脉状态图；

图 13 为本发明脑血管性质及血液流动特性分析方法程序框图。

具体实施方式

脑血管性质及血液流动特性分析系统，含有人体生物学信号接收部分、主处理部分、控制输入部分、输出部分；所述人体生物学信号接收部分采集的人体生物学信号经 A/D 变换送主处理部分进行数据处理后再由输出部分进行信号输出；所述控制输入部分将相应的控制信号送入主处理部分完成相应的数据处理。所述人体生物学信号接收部分包括心电图信号接收部分、脑血流图接收部分、脉搏接收部分及心音接收部分。所述心电图信号接收部分包括：阻抗变换部分、信号调制部分。所述脑血流图接收部分包括：输入电路、高频恒流源、

信号调制部分。所述脉搏接收部分包括：输入电路、信号调制部分。所述心音接收部分包括：输入电路、信号调制部分。

本发明脑血管性质及血液流动特性分析系统，是将颈动脉及椎骨动脉血流图和压力脉波图、CUFF 式压力脉波图、心电图、心音图及 NIBP 信号进行测量后，将脑血管和脑血管中血液流动看作如图 6 中简化的多弹性管和流弹性体的 1 次元管路 (one-dimensional vessel flow) 流动进行分析，进而把反映脑血管的个别血管分支中器质变化的弹性基数 (动脉硬化度) 和脑血管个别血管分支中同时反映器质变化和功能变化的血流量、血管顺应性、血液流动阻抗等进行测量。本发明系统由为分析脑血管性质的人体生物学信号接收部分 (传感部及电极部)、A/D 变换器部分、主处理部分及控制输入部分。

本发明系统构成如图 1 所示，其包括由颈动脉压力脉波传感部、CUFF 脉波传感部、心电图诱导电极、脑血流图诱导电极、心音图传感部、NIBP 传感部构成的人体生物学信号接收部分、主处理部分、控制输入部分、影象处理部分、打印输出部分。(颈动脉压力脉波传感部和 CUFF 式压力脉波传感部是颈动脉压力曲线和正确的脉波传播速度相求的无创的传感体系。NIBP 是测定均血压, 收缩血压, 扩张血压)

心音图传感部是反映瓣膜运动的传感部，为了找到椎骨动脉血流图和颈动脉血流图、压力脉波的特征点而设置在心尖部。心电图诱导电极为了得到心电图 (Electrocardiogram; ECG) 的电极，为了找到椎骨动脉血流图和颈动脉血流图、压力脉波特征点 (characteristic point) 而设置在左右两边胳膊 (wrists) 及脚脖 (ankles)。颈动脉及椎骨动脉脑血流图是利用高频波测量流入脑中的血流量的体系把 REG 体系变换为颈动脉和椎骨动脉血流图体系。

为了测量流入脑中的血流量，电极设置在颈动脉周围和椎骨动脉中，在颈动脉中设置的输入电极分布在眼眉上端的滑车上动脉（supratrochlear artery）和锁骨下（subclavicular）周围，输出电极设置在血管表面乳样突起（mastoid process）和颈动脉周围。椎骨动脉中设置的输入电极设置在第 1 颈椎周围和肩（shoulder）上部，输出电极设置在第 2 颈椎和第 6 颈椎之间。

人体生物学信号接收部分的构造如图 2 所示，依次分别与图 1 中提出的人体生物学信号和从电极部输入的压力脉波信号、CUFF 式脉波信号、心音图信号、心电图信号、脑血流图信号及 NIBP 信号对应为压力脉波信号接收部、CUFF 式脉波接收部、心电图信号接收部、脑血流图信号接收部及 NIBP 信号接收部对应。

图 2 为本发明分析系统中人体生物学信号接收处理部分结构框图，包括多重信号选择器（multiple bio-signal selector）、噪音清除及增幅器（noise limiter & isolation amplifier）、信号切换器（signal converter）、标本控制器（sample holding）、A/D 变换器、主处理部分。多重信号选择器接收人体生物学信号，根据主处理部分的指令，把心电图电极传达的心电图信号（ECG-TP1, TP2, TP3），压力脉波传达的信号（APG），CUFF 式压力脉波信号传达的 CUFF 式压力脉波信号（Cuff-APG），心音图传达的心音图信号（PCG），椎骨及颈动脉血流图电极传达的椎骨及颈动脉血流图信号（REG-Zo, dZ），NIBP 传感部传达的 NIBP 信号和试验信号（TST）经噪音清除及增幅器部分处理后，制作出标准波，根据不同患者可以调节增幅度。噪音清除及增幅器中发出的信号进入到信号切换器（signal converter）中，根据医生的要求进行左侧和右侧变换、方位变换等从而选择需要的信号。被选择的信号通过标本控制器（sample holding）

到达 A/D 变换器。A/D 变换器把经信号切换器调整的人体生物学信号传送到主处理部分。

总体上，脑血管的器质变化和功能变化测定系统由人体生物学信号接收装置和 RS-232C 计算机构成。

图 3 的框图中:ECG(心电图)部分回路,入口阻抗是 $10\text{ M}\Omega$ 以上,时定数是 1.5 秒以上,频率特性是 $1\sim 250\text{Hz}(\begin{smallmatrix} +0.4\text{dB} \\ -3.0\text{dB} \end{smallmatrix})$,CMR 比是 60 dB 以上,电压增幅度是 2000~2020 倍,标准信号正确度是 $1\text{mV}\pm 5\%$ 。

标准信号增幅信号 (KHz)	标准信号 (ACL)
0V	0 mV
15V	1 mV

PCG(心音图)回路是输入阻抗 $2.7\text{ M}\Omega$ 以上,频率特性如下:

频率	30 Hz		100 Hz		300 Hz	
	TP ₇₀₁	PCG	TP ₇₀₁	PCG	TP ₇₀₁	PCG
测定值	1.5±	2.7±	1.5±	9.4±	1.5±	12±0.8
(Vpp)	0.1	0.2	0.1	0.5	0.1	

测定条件:输入 30mVpp . APG(压力脉波)及 Cuff-APG 部分回路的输入阻抗是 $4.7\text{ M}\Omega$ 以上,频率特性是 $1\sim 200\text{ Hz}$, 增幅度是 100 倍。

阻抗血流图部分回路的技术性特性如下(见图 4、图 5):

高频波静电流端中,输出静电流是 $1\sim 1.5\text{ mA}$, 输出电流频率是 $35\pm 3\text{KHz}$, 输出阻抗是 $16.4\text{ k}\Omega$ ($35\pm 3\text{KHz}$ 出口时), 输入回路中 Z_0 的标准阻抗是 $50\text{ }\Omega$, dZ 标准阻抗是 $50\text{m}\Omega$, 输入切换特性是标准信号 (CALR=0 时 $50\text{ }\Omega$ 标准阻抗

连接, CALR=1 时 100Ω 标准阻抗连接)。高频波增幅部的增幅度是 72 ± 2 ($35 \pm 3\text{KHz}$, $0 \sim 150 \text{ mVpp}$ 入口时), 输入阻抗是 $400 \text{ k}\Omega$ ($35 \pm 3\text{KHz}$), 输出阻抗是 30Ω 以下。

检波端是输出值是 1.24V 直流 ($35 \pm 3\text{KHz}$, 7Vpp 输入时), 低频波增幅段是通过区域是 $0.3 \sim 30\text{Hz}$, 增幅度是 $0 \sim 5$ (Z_0), 470 ± 5 (dZ), 调整特性是 BLKR=1 时, 低频波增幅段再设定(动作 不可能), BLKR=0 时, 低频波增幅段回路, 动作可能。 60Hz 选择滤波段是阻断区域 $60 \pm 10 \text{ Hz}$, 优良度是 3。

检波端是输出值是 1.24V 直流 ($35 \pm 3\text{KHz}$, 7Vpp 输入时), 低频波增幅段是通过区域是 $0.3 \sim 30\text{Hz}$, 增幅度是 $0 \sim 5$ (Z_0), 470 ± 5 (dZ), 调整特性是 BLKR=1 时, 低频波增幅段再设定(动作 不可能), BLKR=0 时, 低频波增幅段回路, 动作可能。 60Hz 选择滤波段是阻断区域 $60 \pm 10 \text{ Hz}$, 优良度是 3。

A/D 变换器及调整部回路中, 绝缘增幅段是, 如出口绝缘内压 1500V , 输入电压范围 $\pm 12\text{V}$, 输入阻抗是 $200 \text{ k}\Omega$, 输出电压范围 $\pm 12\text{V}$, 增幅度是 1, 小信号区域幅: 50KHz 。

增幅度调节段是相对增幅度 $1 \sim 8$ 。(实际增幅度=相对增幅度/4), 信号维持段, A/D 变换段中信号维持段的信号长度为 $6 \sim 8 \mu\text{s}$ 的 impulse, A/D 变换分解能 12 比特, A/D 变换输入电压范围是 $\pm 10\text{V}$, A/D 变换时间是最大 $35 \mu\text{s}$, 通信段的通信方式是 RS-232 方式, 脉搏速度 (pwv) 是 115.2Kbps 。

本发明把脑血管的每个血管分支看作单弹性腔, 与脑血管系构造相当的单弹性腔连接的 Windkessel 模型和 1 次元管路中, 完成流弹性体血液流动模型。然后, 分析这两个模型得到需要的临床指标。此过程简要介绍如下: 第 1 阶段中大血管系和颈动脉的 PWV、颈动脉和椎骨动脉血流图曲线的倾斜度、四

肢脉波曲线的特征点、心音的收缩扩张点中脉波曲线的收缩和扩张面积、颈动脉曲线的收缩扩张面积、收缩时扩张时切痕(*incisura*)点的血压、患者的身高和体重、民族性别等直接输入,进而完成分析脑血管系特征的基础资料。第2阶段以第1阶段资料为基础,颈动脉和椎骨动脉、脑基底动脉中流过的血流量和动脉硬化度求出后完成对脑血管系评价的准备。第3阶段在前大脑动脉系、中大脑动脉系、后大脑动脉系的每个血管分支中求出表现器质变化和功能变化的血管顺应性和血液流动阻抗,进而间接的求出前中后大脑动脉系的每个血管分支中只反映器质变化的弹性基数(动脉硬化度)。

脑血管性质及血液流动特性具体分析方法,可按如下步骤进行:

1) 脑血管系特征基础资料的构建阶段:通过接收的颈动脉压力脉波、CUFF-压力脉波、心电图、心音图及 NIBP 信号、颈动脉血流图、椎骨动脉血流图、心电图、心音图信号求出大血管系和颈动脉的 PWV,给出颈动脉和椎骨动脉血流图曲线的倾斜度、四肢脉波曲线的特征点(*characteristic point*)、心音的收缩扩张点中脉波曲线的收缩和扩张面积、颈动脉曲线的收缩扩张面积、收缩扩张时切痕(*incisura*)点的血压、患者特性参数;

2) 脑血管系评价准备阶段:主处理部分以步骤 1) 为基础,求出颈动脉和椎骨动脉、脑基底动脉中流过的血流量和动脉硬化度;

3) 主处理部分在前大脑动脉系、中大脑动脉系、后大脑动脉系的每个血管分支中求出表现器质变化和功能变化的血管顺应性和血液流动阻抗,进而间接的求出前中后大脑动脉系的每个血管分支中显示器质变化的弹性基数;

4) 将反映脑血管的器质变化、功能变化及脑血流特性的相关结果传送到输出部分。

构建脑血管模型,将每个血管系做为一个弹性腔,并将其连接成多弹性腔;然后求出所述多弹性腔的顺应性和阻抗并结合所述脑血管模型分析血液流动,从而区分出器质性和功能性的变化,所述脑血管模型系将前大脑动脉和中大脑动脉视为从颈动脉中分叉或将颈动脉和中大脑动脉视为1个血管支,即颈动脉及中大脑动脉做为一个弹性腔体。在步骤1)中,经过颈动脉的血管表面乳样突起(mastoid process)和左右颈动脉部位设置输出电极,左右眼眉部的滑车上动脉(supratrochlear artery)中间和左右锁骨下(subclavicular)部位中心处设置输入电极,从而完成体表颈动脉血流量测量;通过椎骨动脉的血管表面第2颈椎和第6颈椎的左右两边设置输出电极,第1颈椎部位和左右肩部设置输入电极,从而完成体表椎骨动脉血流量测量。

在脑基底动脉中左右后大脑动脉分开点 $Pp1=Pp2$, 给出左右后大脑动脉中血流量 $Qp1$ 、 $Qp2$, 把后大脑动脉看做每一个模型化弹性腔, 求出左右后大脑动脉的顺应性和阻抗, 将后大脑动脉视为单循管路。

主处理部分在左右后大脑动脉分开点 $Pp1=Pp2$ 处求解血流量曲线 Q 及血压曲线 P 后, 给出血管的顺应性 C_{ps}, C_{pd} 和阻抗 R_p, R_b ; 主处理部分以血压曲线 P 及血流量曲线 Q 一致为依据, 调整阻抗 R 和顺应性 C ; 在顺应性 C 、阻抗 R 中将血管单位面积 A 消除后得到脑血管的动脉硬化度 Asc :

$$Asc = K_3 \frac{R^{0.25}}{C * R} (1 - S)$$

上式中 $S=f(PWV)$, K_3 是临床基数, 在 $0.7 \sim 0.89$ 。

中大脑动脉的血管顺应性为 C_m 、前大脑的血管顺应性为 C_a 、中大脑动脉的血液流动阻抗为 R_m 、前大脑动脉的 Willis 环部位的血液流动阻抗为 R_t 、前大脑动脉的剩余部位的血液流动阻抗为 R_a 、中大脑中血压为 P_m 、前大脑中

血压为 P_a 、中大脑动脉中血流量为 Q_m 、前大脑动脉中血流量为 Q_a 、颈动脉中 Willis 环连接点血压为 P 、静脉压为 P_v ，列出如下状态方程式：

$$[C_m R_m (R_a + R_t) + R_m R_a C_a] \frac{dP}{dt} + (R_a + R_m + R_t) P - (R_t + R_a) R_m Q = 0$$

决定 C_m, C_a, R_t, R_a, R_m 的问题，对标准反函数 $J = f(C_m, C_a, R_t, R_a, R_m)$ 进行最小化；然后主处理器在颈动脉和椎骨动脉中血流量和颈动脉中平均血压 \bar{P} 已知条件下求出脑动脉系的每个血管分支中血压和血流量。

如图 13 所示，主处理部分为测量脑血管的性质和血流流动特性，1 阶段是图 13 中的开始阶段 A1，大血管系和颈动脉的 PWV、颈动脉和椎骨动脉血流图曲线的倾斜度、四肢脉波曲线的特征点 (characteristic point)、心音的收缩扩张点中脉波曲线的收缩和扩张面积、颈动脉曲线的收缩扩张面积、收缩时扩张时急绝痕点的血压、患者的身高和体重、民族性别等直接输入，进而完成分析脑血管系特征的基础资料。

然后，颈椎动脉血流量求出的 A2 阶段和形成颈椎动脉动脉硬化度求出的 A3 的进入到第 2 阶段。在第 2 阶段中主处理部分根据第 1 阶段的资料为基础，把颈动脉和椎骨动脉、脑基底动脉流过的血流量和动脉硬化度求出来，然后间接的评价脑血管系的准备工作。

然后是前、中、后大脑动脉顺应性和阻抗求 A4 阶段和前、中、后大脑动脉动脉硬化度求的 A5 阶段的形成，进而进入第 3 阶段。第 3 阶段在前大脑动脉系、中大脑动脉系、后大脑动脉系的每个血管分支中求出表现基质变化和基能变化的血管顺应性和血液流动阻抗，进而间接的求出前中后大脑动脉系的每个血管分支中只反映器质变化的弹性基数（动脉硬化度）。

第4阶段为医生提供脑血管的器质变化和功能变化、脑血管疾病发生状态图和其状态图中患者的疾病状态以图像的形式传送到画面中。

然后第4阶段A6中，处理部是医生应用时，把脑血管的器质变化和功能变化及脑血流特性状态图做出来，反映到影象处理部。

影象处理部和打印处理部把详细的脑血管的弹性基数（动脉硬化度）、顺应性及血流阻抗等生体信号传送到画面或纸张中。以上叙述的过程是在装置中进行的运行过程的叙述。此装置的核心部位是主处理部分中对脑血管的器质变化和功能变化间接评价的计算工作。

在评价血流特性的时计算量非常复杂，所以要把脑血管系进行简略化。简略脑血管系如图6所示。分析此图对进行的实验资料的介绍如下：

左、右后脑动脉流过的血流量求解的实验结果：

为了解释脑基底动脉中向左右后大脑动脉流过的血流量的特性，平均年龄为25.4的总共50名男性为标本来进行了实验。试验器材是Bioset-6000（墨西哥共和国UNIACOMP公司产品）和SM-4000。椎骨动脉血流图电极内部噪音为150微伏小，电压变化率为10mv/s，标准电阻 Z_0 为10欧姆，频率为20-25Hz，电极的大小的2.4*2.9的中国标准Q/SUWK01。患者坐在床上，四肢带上心电图诱导电极；低头后擦上酒精然后连接电极。为了测量够大脑流过的血流量，输入电极是脑基底动脉的2/3周围和头顶2.5cm处，输出电极在脑基底动脉尾部点和左右后大脑动脉中间位置设置，从而测量血流量。

然后，为测量椎骨动脉流过的血流量，输入电极在1颈椎和左右肩部；输出电极在第6颈椎的左右设置，从而进行测量。

再有，观察了血流量的相对变化。研究对象平均年龄是25.4岁，脉搏是

5 回/分~75 回/分，平均动脉压为 118mmHg~132mmHg，脑基底动脉的入口血流量为 $5.2\text{ml}/\text{秒}\sim 7.8\text{ml}/\text{秒}$ ，总心动周期是 541 个。实验结果如下：

动脉名称	表示	长度	直径	阻抗	顺应性
颈动脉(左, 右)	c	2.5	0.4-0.6	0.15	1.07
脑基底动脉	b	3	0.4-0.6	0.02	0.018
椎骨动脉(左, 右)	v	20	0.3-0.5	0.25	0.7
后大脑动脉 1(左, 右)	P_1	2	0.3	0.04	0.007
后大脑动脉 2(左, 右)	P_2	7	0.3	0.14	0.0025
后大脑交通动脉	P_c	2	0.12	0.586	0.00012
前大脑动脉(1)	a	2	0.25	0.0834	0.005
前大脑动脉(2)	a	5	0.25	0.21	0.0125
中大脑动脉	m	7	0.35	0.076	0.0336
前大脑交通动脉	ac	0.5	0.15	0.061	0.0005

表 1 脑动脉系的阻抗和顺应试验结果

(末梢阻抗, $R_m^* = 2 \times 10^4$, $R_p^* = 2.6 \times 10^4$, $R_a^* = 3.9 \times 10^4 \text{ dyn} \cdot \text{S} / \text{cm}^5$ 直径 R_1, R_2, R_3 的换算直径 $R = \sqrt{R_1^2 + R_2^2 + R_3^2}$, $\lambda = \lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3$)

如图 7 和试验结果上可以看出，脑动脉系由颈动脉分支、前大脑动脉分支、中大脑动脉分支、后大脑动脉分支、椎骨及脑基底动脉分支构成，对每个动脉分支对应 Windkessel 模型，考虑血液流动特性连接弹性腔变为单弹性腔图 8，9 每个弹性腔用一个血液流动管路来分析，那么就可以很完整的分析图 7 中表示的脑血管系。首先把每个弹性腔连接后观察单弹性腔的情况。

图 7 的脑血管系是颈动脉、椎骨动脉、中大脑动脉、前大脑动脉、后大脑

动脉都看作一个个血液流动管路来考察的。

图 8, 9 中被换算的脑动脉系的血管分支中, 若要求出血管的顺应性和阻抗、弹性基数 (动脉硬化度), 要有如下的解释。

首先, 在左右椎骨动脉和颈动脉入口中, 只用血流图曲线和 8 个脉波曲线, 无法求出前大脑、中大脑、后大脑、小脑中每个血管分支的左右侧顺应性和阻抗、弹性基数 (动脉硬化度) 等 18 个, 所以设定医学上得当且生物力学上也不矛盾的假定, 把图 8, 9 简略化。为了解释这个问题来看下实验资料 (表 1: 脑动脉系的阻抗和顺应试验结果)。

后大脑动脉中顺应性 C_p 和后交通动脉的顺应性 C_{pc} 的比为 1:25, 前大脑动脉顺应性 C_a 和前大脑动脉的顺应性 C_{ac} 的比为 1:40。

以前面的模型为基础对脑血管的实验资料中得到的 C, R , $P_1 = P_3$ 时平均血压 103mmHg , $P_2 = P_4$ 的平均血压 105mmHg 进行计算, Q_{pc}, Q_{ac} 中的血流量只达到 Q_a, Q_p, Q_m 的 $1/300$ 程度。(上面的模型为基础对脑血管实验资料中得到的 C, R 和 $P_1 = P_3$ 是平均血压 103mmHg , $P_2 = P_4$ 的平均血压为 105mmHg , 进行计算的资料。)

从以上的事实, 把前大脑交通动脉 (Anterio Communicating Artery) 和后大脑动脉交通动脉 (Posterio Communicating Artery) 看作力学固定段 (图 8)。随后不考虑交通动脉就可以求出动脉分支的顺应性和阻抗, 这种假定在医学上得当。事实上, 前大脑交通动脉和后大脑交通动脉中, 脑血栓不容易发生, 只是偶尔发生脑出血, 所以只求出血压和血流量, 不求顺应性和阻抗, 在诊断中无碍。

后大脑动脉中顺应性 C_p 和后交通动脉的顺应性 C_{pc} 的比为 1:25, 后大脑动

即可以知道脑血管系从交通动脉中分解开了，首先看后大脑动脉要分析的问题。在脑基底动脉中左右后大脑动脉分开点 $P_{p1}=P_{p2}$ 和左右 Q_{p1}, Q_{p2} ，把后大脑动脉看做每一个弹性腔而模型化，把左右后大脑动脉的顺应性和阻抗求出来和把后大脑动脉看作单循管路归结到血液流动的考察。

后大脑动脉系中求顺应性、血液流动阻抗、血流量的最大难点是，左右后大脑动脉分开点 $P_{p1}=P_{p2}$ 时，求左右后大脑动脉中流动的血流量 Q_{p1}, Q_{p2} 。椎骨动脉在脑基底动脉中合并后在后大脑动脉中分开。

为了解释从脑基底动脉向左右后大脑动脉流动的血流量的特性，试验结果和左右侧 K_2 *椎骨动脉+ K_1 *颈动脉的血流量比和左右侧后大脑动脉血流量比之间有较高的相似性。

No	脑基底动脉血流量	$\zeta = S_{P1} / S_{P2}$	$\eta = S_{V1}^* / S_{V2}^*$
1	6.4mm1/s	1.02	1.136
2	7.2mm1/s	1.11	1.251
3	5.9mm1/s	0.97	1.041
4	5.3mm1/s	1.33	1.469
5	6.7mm1/s	1.66	1.785
6	5.4mm1/s	0.67	0.826
7	7.1mm1/s	0.63	0.765
8	6.7mm1/s	1.39	1.534
9	6.5mm1/s	1.11	1.241
10	5.9mm1/s	1.47	1.86
11	6.4mm1/s	0.87	1.021
12	6.4mm1/s	1.57	1.765
13	6.3mm1/s	0.67	0.806
14	5.4mm1/s	0.64	0.796

15	6.3mm1/s	0.61	0.696
16	6.7mm1/s	1.02	1.136
...
50	6.8mm1/s	9.63	0.698
相似性： $\zeta = 1.1\eta + 0.031, \gamma^2 = 0.92$ $\eta = S_{V1}^* / S_{V2}^*, \zeta = S_{P1} / S_{P2}$			

表 2 50 名患者的实验检查结果

试验结果： 若 $\eta = S_{V1}^* / S_{V2}^*, \zeta = S_{P1} / S_{P2}$

$$\text{则, } \zeta = 1.1\eta + 0.031, \gamma^2 = 0.92 \tag{1}$$

(S_{V1}^* / S_{V2}^* : 左右侧 K1*椎骨动脉+K2*颈动脉血流量比; S_{P1} / S_{P2} : 左右侧后大脑动脉血流量比, K1=0.7-0.8, K2=0.15-0.17)

后大脑动脉中流动的血流量为椎骨动脉血流量的 80—85%和颈动脉中补充 30%，进而如下相求。

$$S_{P1} = 1.24(1.1\eta + 0.031) S_{P2} \tag{2}$$

$$S_{P2} = 1.24(Qv1+Qv2) - S_{P1} \tag{3}$$

主处理器求出血管的顺应性 C_{ps}, C_{pd} 和 R_p, R_b 。

脑血管有很强的挛缩和痉挛作用，所以后大脑动脉模型化方程式分为血管收缩时和血管扩张时两部分观察（参考图 8）

即

$$C_{ps} \frac{dP}{dt} + \frac{P - P_v}{R_p} = Q_s \quad 0 < t \leq T_s \tag{4}$$

$$C_{pd} \frac{dP}{dt} + \frac{P - P_v}{R_p} = Q_d \quad T_s < t \leq T (Q = Q_s + Q_d) \tag{5}$$

根据实验资料血压在 170~180mmHg 时血管中收缩期血管顺应性和扩张期

顺应性相同。(参考图 10)

但是后大脑动脉内压一般是 40~65mmHg 程度，而后大脑动脉中血管收缩时顺应性和扩张时顺应性大小相同。

所以， $C_{pd} = C_{pd} = C$

式 (4) 和式 (5) 是 P、Q、R、C 之间的关系。主处理器将血压曲线 P 和血流量曲线 Q 一致时为止调整 R 和 C，而根据血压面积和血流量曲线面积的函数关系来求出 C 和 R。求出面积对面积的函数关系就可以得到有再现性的 R 和 C。

$$\frac{A_s + A_d}{A_s - A_d} (P_s^* - P_d) = \frac{S_V^*}{C_V} \quad (6)$$

即颈动脉脉波曲线面积和收缩扩张时颈动脉脉波曲线差之比乘以脑血管中流过的血流量除以顺应性。换句话说把颈动脉脉波曲线面积作为入口信号，出口信号为血流量，则有如下函数关系。

$$A_s + A_d = f(A_s, A_d, P_s^*, P_d, C) S_V^{**} \quad (7)$$

一方面 顺应性 C

$$C = \frac{A_s - A_d}{P_s^* - P_d} \cdot \frac{S_V^*}{A_s + A_d} \quad (8)$$

阻抗 R

$$R_1 = \frac{A_{2s} + A_{2d}}{S_C^*} \quad (9)$$

所以，对血压变动、流量变动、脉波曲线的面积变动即血管的动脉硬化、血管的痉挛发作和挛缩、药物作用、血压变动等比较敏感。

然后，把后大脑动脉看作弹性管，血液流动的单循管路，揭开血液流动的弹性管路中流弹性体问题，来解释脑血管的基质变化和基能变化的区分问

题。(参考图7)

一个血管的弹性管中考虑流体连续方程式和运动方程式:

$$\frac{A}{\rho\alpha^2} \cdot \frac{\partial P}{\partial t} + \frac{\partial g}{\partial X} = 0 \quad (10)$$

$$\frac{\rho}{A} \frac{\partial g}{\partial t} = -\frac{\partial P}{\partial X} - \frac{8\mu\pi g}{A^2} \quad (11)$$

上式中 a 是弹性波传播速度 ($\alpha = \sqrt{\frac{A \cdot dP}{\rho \cdot dA}}$), P 是血压曲线, Q 是血流量曲线, μ 是粘度, A 是血管单位面积, ρ 是血液密度。上式中不考虑 $\frac{\rho}{A} \frac{\partial g}{\partial t}$, 对 X 进行积分

$$\frac{A}{\rho\alpha^2} \frac{dP}{dt} + \frac{A^2(P - P_v)}{8\pi\mu_p} = Q_d \quad (12)$$

所以, 在单弹性管中

$$\frac{A}{\rho\alpha^2} = C, R = \frac{8\pi\mu}{A^2} \quad (13)$$

成立。

式中可以看出, 由脑动脉系中发生的血压变动、脑动脉痉挛发作、脑动脉挛缩、药物作用等引起的补充式内压作用使脑血管单位面积发生变化。在血管的顺应性和阻抗式中看到的顺应性和阻抗由于血压变动、痉挛发作、挛缩、药物作用等带来的深刻的变动都是因为脑血管系的单位面积的变化而引起的。

但是弹性基数(动脉硬化度) E 用弹性波传播速度 C 表示, 所以在脑血管中血压变动、痉挛发作、挛缩、药物作用等无关系, 且可以代表脑血管的基质变化。

所以, 在 C 、 R 中把 A 消除后得到脑血管的动脉硬化度 Asc :

$$Asc = K_3 \frac{R^{0.25}}{C * R} (1 - S) \quad (14)$$

上式中 $S=f(PWV)$, K_s 是临床中得到的基数, 一般在 0.7-0.89。

若要利用上边提出的脑血管性质和血液流动特性反映的指标, 要解释椎骨动脉中求解血流量的问题。

为了解释这个问题, 长度为 L , 单位面积为 A 来考察血液流动的管路。

长度为 L , 单位面积为 A , 体积为 V , 阻抗为 R , 非阻抗为 ρ 的管路中:

$$\text{成立} \quad \frac{1}{A} = -\frac{1}{Z} \quad (\text{Nyboer 公式}) \quad (15)$$

式 (15) 是将血管环绕并形成环的完全阻抗血流图中得到的式子。从式 (15) 血管表面中接入电极测定阻抗抗时, 电极两端和血管中心连接的扇形面积 A 和其对应的阻抗 Z 之间成立 $\frac{1}{A} = -\frac{1}{Z}$ 。

随之, 在血管表面中接入元件, 测量电阻抗时:

$$\text{成立} \quad \Delta Z = \left(\frac{dZ}{dt} \right)_{\max} \cdot T \quad (16)$$

在式 (14) 和式 (15) 依据阻抗血流图, 为把体内流动的血流量在体外求出使用 Kubichek 关系式。

$$S_V = -k\rho \frac{L^2}{Z^2} \frac{dZ}{dt} \Big|_{\max} \cdot T$$

(上式中 K 是常数)

(1979 年 Mohapatra 使用环形电极应用 Nyboer 公式来测定动脉流动的血流量, 把其与用 SG 法测定的血流量进行比较, 证明了存在着较大相关关系。)

随之可以在体表求出椎骨动脉血流量。

然后, 不考虑交通动脉而分析颈动脉系的问题。

首先在前大脑动脉和中大脑动脉分开的点血压 $P=P_m=P_a$, 此点的血流量为 Q_m 、 Q_a , 把中大脑动脉和前大脑动脉看作一个个弹性腔然后构成弹性腔模型。

(参考图 8)

颈动脉中阻抗和顺应性的式子:

$$R_c = 1.65 \frac{\lambda}{D^4} \text{ dyn} \cdot S / \text{cm}^5, C_c = 0.785 \frac{\lambda D^2}{w^2} \text{ dyn} \cdot S / \text{cm}^5 \quad (17)$$

前大脑动脉和中大脑分开的点中血压式

$$P = P_m = P_a = P_i - R_c \cdot Q_c \quad (18)$$

Q_c 为

$$Q_c = k\rho \frac{L^2}{Z_o^2} \frac{dZ}{dt} \Big|_{\max} \cdot T \quad (19)$$

求出 R_c 和 C_c 在 P 点即前大脑动脉和中大脑动脉分开点处, 把前大脑动脉血流量为 Q_a , 中大脑动脉血流量为 Q_m , 前大脑动脉和中大脑动脉分开点血压为 $P=P_m=P_a$, 然后如下列出模型化方程式。血管收缩和扩张时顺应性相同, 所以,

$$Q_m = C_m \frac{dP_m}{dt} + \frac{P_m - P_v}{R_m} \quad (20)$$

$$\left(\frac{R_i}{R_a} + 1 \right) Q_a = C_a \frac{dP_a}{dt} + \frac{P_a - P_v}{R_a} \quad (21)$$

$$(Q_m + Q_a) = Q \quad (22)$$

$$(P_m = P_a = P)$$

上式中 R_2 约为 $5.9 \times 10^4 \text{ dyn} \cdot S / \text{cm}^5$, R_1 约为 $3400 \text{ dyn} \cdot S / \text{cm}^5$, 所以 $\frac{R_1}{R_2} = 0$, 所以:

$$R_1 = \frac{A_{2s} + A_{2d}}{S_c^*} \quad (23)$$

$$C = \frac{A_{2s} - A_{2d}}{P_{2s}^* - P_{2d}} \frac{Q_c C_c}{A_{2s} + A_{2d}} \quad (24)$$

$$Asc = K_3 \frac{R^{0.25}}{C * R} (1 - S) \quad (25)$$

式(23)-式(25)的 R, C, Asc 因不知道血流量而无法在诊断中使用。

为了求出可用于诊断中的 R, C, Asc , 在 $P_m = P_a$ 的条件下, 求出 Q_m 和 Q_a 。为了揭开这个问题, 把颈动脉和中大脑动脉连接为一体时和颈动脉+中大脑动脉分支中前大脑动脉分开时为假定重新对颈动脉系模型化。(参考图9)

把中大脑动脉的血管顺应性为 C_m 、前大脑的血管顺应性为 C_a 、中大脑动脉的血液流动阻抗为 R_m 、前大脑动脉的 Willis 环部位的血液流动阻抗为 R_t 、前大脑动脉的剩余部位的血液流动阻抗为 R_a 、中大脑中血压为 P_m 、前大脑中血压为 P_a 、中大脑动脉中血流量为 Q_m 、前大脑动脉中血流量为 Q_a 、颈动脉中 Willis 环连接点血压为 P 、静脉压为 P_v , 列出如下状态方程式:

$$\begin{aligned} [C_m R_m (R_a + R_t) + R_m R_a C_a] \frac{dP}{dt} + (R_a + R_m + R_t)P - \\ (R_t + R_a)R_m Q = 0 \end{aligned} \quad (26)$$

决定 C_m, C_a, R_t, R_a, R_m 的问题利用标准反函数 $J = f(C_m, C_a, R_t, R_a, R_m)$ 的最小化问题。Nyboer 式在 A 和 Z 为 t 的函数是成立。即阻抗血流图是体积压缩波的图像。

压力脉波是由于从心脏流出的血液使血管壁发生变形而产生的图形。观察颈动脉图形 $P(t)$ 和阻抗血流图图形 $Q(t)$, 可以讨论反函数 J 的最小化问题。

$$\begin{aligned} \text{即 } J = f(u) = \sum_{i=1}^{N_p} \{ [C_m R_m (R_a + R_t) + R_m R_a C_a] \frac{dP(t_i)}{dt} + (R_a + R_m + R_t)P(t_i) - \\ (R_t + R_a)R_m Q(t_i) \}^2 \end{aligned} \quad (27)$$

上式中 $P(t)$ 是机械装置接收的颈动脉波, $Q(t)$ 是机械装置接收的血流图的血流阻抗曲线血流波形, $u = (C_m, C_a, R_m, R_t, R_a), N_p$: 标准化基数 ($i = 1, 2, \dots, N_p$) 标准化时间。

式(26)中 $R_t \ll R_a$, R_t 可以不考虑。所以式(27)是

$$J = f(u) = \sum_{i=1}^{N_p} \{C_{ma}(R_m R_i + R_m R_a) \frac{dP(t_i)}{dt} + (R_a + R_m)P(t_i) - R_a R_m Q(t_i)\}^2 \quad (C_m + C_a = C_{ma}) \tag{28}$$

为了找出 m 元向量 u 的标准反函数 $J = f(u)$ 的最小点, 利用倾斜度的最小化得到的非线性联列方程式的数值求解法。

误差限度为 ε 时反复惊醒使之达到 $|X_{i+1}^k - X_i^k| < \varepsilon$ 而求出 C_{ma}, R_m, R_a

但是 C_{ma}, R_m, R_a 因 ε 的大小变化有几乎 100 倍以上的差异, 至少 ε 达到 $10^{-6} \sim 10^{-7}$ 为止要反复检查方能解出正确值。而压力脉波和阻抗血流图波形根据电极的位置和操作功能、不同人肉眼上相同但实际上有很大差异。所以 C_{ma}, R_m, R_a 的值在临床上适用实际上是很不可能的事情。

压力脉波曲线和阻抗血流图曲线中把突出点进行平整近视处理, 基于收敛解压力脉波曲线和容积脉波曲线的相似性, 求出收敛解 X_o^k , 在收敛解 X_o^k 的某个周围存在 R_m 和 R_a 比取一定值的 K 。其结果下面简单介绍:

对 $|x_{i+1}^k - x_i^k| = \Delta_i^k, (i = 1, 2, \dots, n, k = 1, 2, \dots, 5)$

收敛解

$x^k = x_o^k$ 时

$\frac{\Delta_i^k}{x_o^k} < 10^{-6} = \varepsilon$ 时

$\frac{R_a}{R_m} :$ 出现定值

设 $\frac{R_a}{R_m} = K, \text{ 因 } Pa = Pm:$ (29)

故 $\frac{Qa}{Qm} = K$ (30)

随之, 主处理式是:

$$Ca = \frac{A_{aS} - A_{aD}}{P_{aS}^* - P_{aD}^*} \cdot \frac{S_a}{(A_{aS} + A_{aD})(1+K)} \quad (31)$$

$$Cm = \frac{A_{mS} - A_{mD}}{P_{mS}^* - P_{mD}^*} \cdot \frac{S_m K}{(A_{mS} + A_{mD})(1+K)} \quad (32)$$

$$Ra = \frac{(A_{aS} + A_{aD})}{S_a (1+K)} \quad (33)$$

$$Rm = \frac{(A_{mS} + A_{mD})K}{S_a (1+K)} \quad (34)$$

$$Asa = K_3 \frac{Ra^{0.25}}{Ca * Ra} (1-S) \quad (35)$$

$$Asm = K_3 \frac{Rm^{0.25}}{Cm * Rm} (1-S) \quad (36)$$

然后主处理器在颈动脉和椎骨动脉中血流量和颈动脉中平均血压 \bar{P} 已知条件下求出脑动脉系的每个血管分支中血压和血流量。

此时每个血管的阻抗 R 取前面得到的数值。

临床中血压定义为阻抗和血流量的积，列出血压和血流量求解的方程如下：

$$p_1 = R_{C1} Q_{C1} + R_{m1} Q_{M1} \quad (37)$$

$$p_1 = R_{C1} Q_{C1} + R_{PC1} Q_{PC1} + R_{P12} Q_{P12} \quad (38)$$

$$p_1 = R_{C1} Q_{C1} + R_{a11} Q_{a1} + R_{a12} Q_{a12} \quad (39)$$

$$R_{a12} Q_{a12} + R_{ac} Q_{ac} + R_{a22} Q_{a22} = 0 \quad (40)$$

$$p_2 = R_{C2} Q_{C2} + R_{m2} Q_{m2} \quad (41)$$

$$p_2 = R_{C2} Q_{C2} + R_{a21} Q_{a21} + R_{a22} Q_{a22} \quad (42)$$

$$p_3 = R_{V1} Q_{V1} + R_b Q_b + R_{P11} Q_{P11} + R_{P12} Q_{P12} \quad (43)$$

$$p_4 = R_{v2}Q_{v2} + R_bQ_b + R_{p21}Q_{p21} + R_{p22}Q_{p22} \quad (44)$$

$$R_{c1}Q_{c1} + p_{c1} = p_1 \quad (45)$$

$$R_{a12}Q_{a12} = p_{a1} \quad (46)$$

$$R_{a22}Q_{a22} = p_{a2} \quad (47)$$

$$R_{c2}Q_{c2} + p_{c2} = p_2 \quad (48)$$

$$R_{v2}Q_{v2} + p_{v2} = p_4 \quad (49)$$

$$R_{v1}Q_{v1} + p_{v1} = p_3 \quad (50)$$

$$R_{p12}Q_{p12} + R_{p11}Q_{p11} - p_{p1} = 0 \quad (51)$$

$$R_{p22}Q_{p22} + R_{p21}Q_{p21} - p_{p2} = 0 \quad (52)$$

$$Q_{m1} + Q_{pc1} + Q_{a1} - Q_{c1} = 0 \quad (53)$$

$$Q_{a12} + Q_{ac} - Q_{c1} = 0 \quad (54)$$

$$Q_{m2} + Q_{pc2} + Q_{ac} - Q_{c2} = 0 \quad (55)$$

$$Q_{a2} + Q_{ac} - Q_{a22} = 0 \quad (56)$$

$$Q_{p12} - Q_{pc1} - Q_{p11} = 0 \quad (57)$$

$$Q_{p22} - Q_{pc1} - Q_{p21} = 0 \quad (58)$$

$$p_2 = R_{c2}Q_{c2} + R_{pc2}Q_{pc2} + R_{p22}Q_{p22} \quad (59)$$

以上的方程式中未知数是：

$$Q_{p11}, Q_{p12}, Q_{p21}, Q_{p22}, Q_{a11}, Q_{a12}, Q_{a21}, Q_{a22}, Q_{m1}, Q_{m2}, Q_{pc1}, Q_{pc2}, Q_{ac}, P_{a1}, P_{a2}, P_{c1}, P_{c2}, P_{v1}, P_{v2}, P_{p1}, P_{p2}, P_3, P_4, R_b$$

$P_1, P_2, Q_{v1}, Q_{v2}, Q_{c1}, Q_{c2}$ 为已知，方程式共 24 个，未知数为 24 个。

解上面的方程式，利用已知的公式，就可以得到反映脑血管性质和血液流动的指标。

即，可得到如下脑血管指标：

1) 直接可求的指标

Pd : 扩张时血压

Ps : 收缩时血压

Pa : 平均血压

Pss : 摇动血压(用 NIBP 测量的血压和从颈动脉波得到, 即颈动脉波的切痕点血压)

Ptop: 临界血压(用 NIBP 测量的血压和从颈动脉波信号中得到的)

As : 收缩时面积(颈动脉波的收缩部分)

Ad : 扩张时面积(颈动脉的扩张部分)

Ts : 收缩时间(颈动脉波的波形分析)

Td : 扩张时间(颈动脉波的波形分析)

ZO : 完全阻抗(颈动脉血流图及椎骨动脉血流图)

 ΔZ : 阻抗的变化量(颈动脉血流图及椎骨动脉血流图)

PWV: 脉波传播速度(从颈动脉波和椎骨动脉波)

ABI: 臂腿指数(通过NIBP从臂、腿血压)

Sv: 心搏出量(以上边指标为基础)

BP: 末梢阻抗

2) 波形资料

HSYS:(用 Cuff-APG 测量的心音收缩时脉波曲线)

LDIS:(用 Cuff-APG 测量的心音扩张时脉波曲线)

Cuff-APG(用 Cuff-APG 测量的任意血压点的脉波曲线)

APG:(压力脉波曲线)

AREG:(颈动脉阻抗血流图)

VREG:(椎骨动脉阻抗血流图)

Arcus aortae APG:(大动脉弓内压曲线)

3) 间接得到的资料

Qc:(颈动脉血流量)

Qv:(椎骨动脉血流量)

Qb:(脑基底动脉血流量)

Asc:(颈动脉动脉硬化度)

Asv:(椎骨动脉动脉硬化度)

Asa:(大大脑动脉硬化度)

Asm:(中大脑动脉硬化度)

Asp:(后大脑动脉硬化度)

Ca:(前大脑动脉顺应性)

C_m: (中大脑动脉顺应性)

C_p: (后大脑动脉顺应性)

R_a: (前大脑动脉阻抗)

R_m: (中大脑动脉阻抗)

R_p: (后大脑动脉阻抗)

根据脑血管疾病诊断状态图, 对脑血管疾病的诊断及早期诊断方法如下:

RI检查资料有微血栓患者62%, CT像脑萎缩患者占17.5%, 无法认定的患者26.7%。

实施例:

患者对 R, Asc 测定结果是在椎骨脑基底动脉循环评价状态图(图13)的1区域和 Asc<1.12 的区域的情况, 诊断为椎骨脑基底动脉血液循环不完全区域, 椎骨脑基底动脉血液循环不完全是由于基能变化或者外在因素产生的区域。

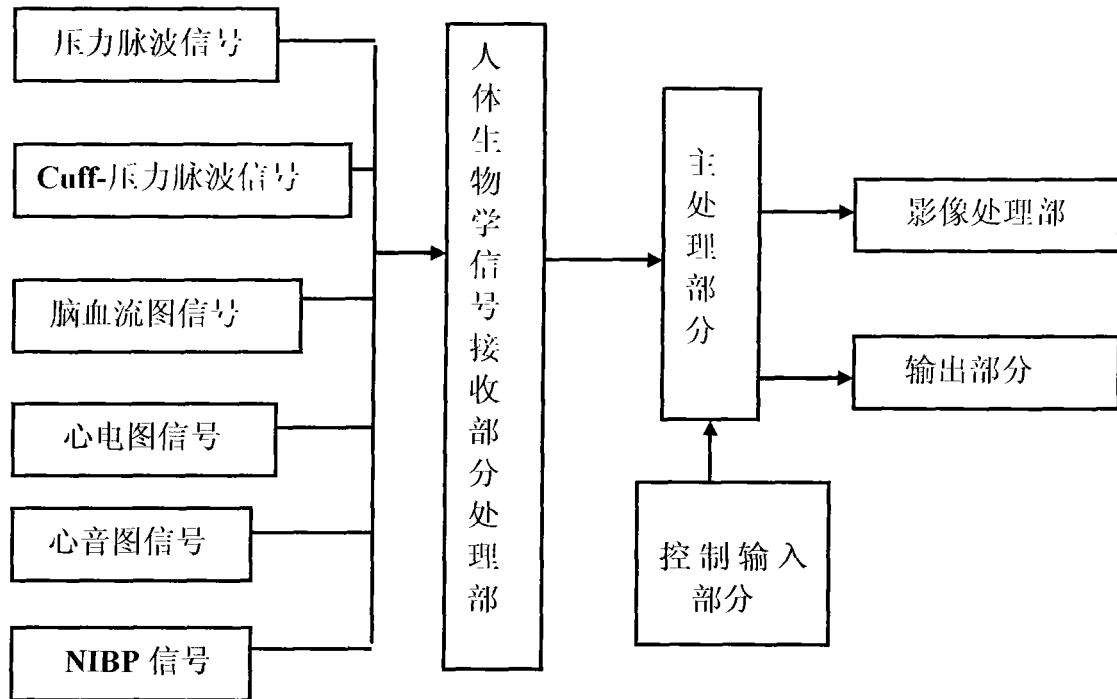


图 1

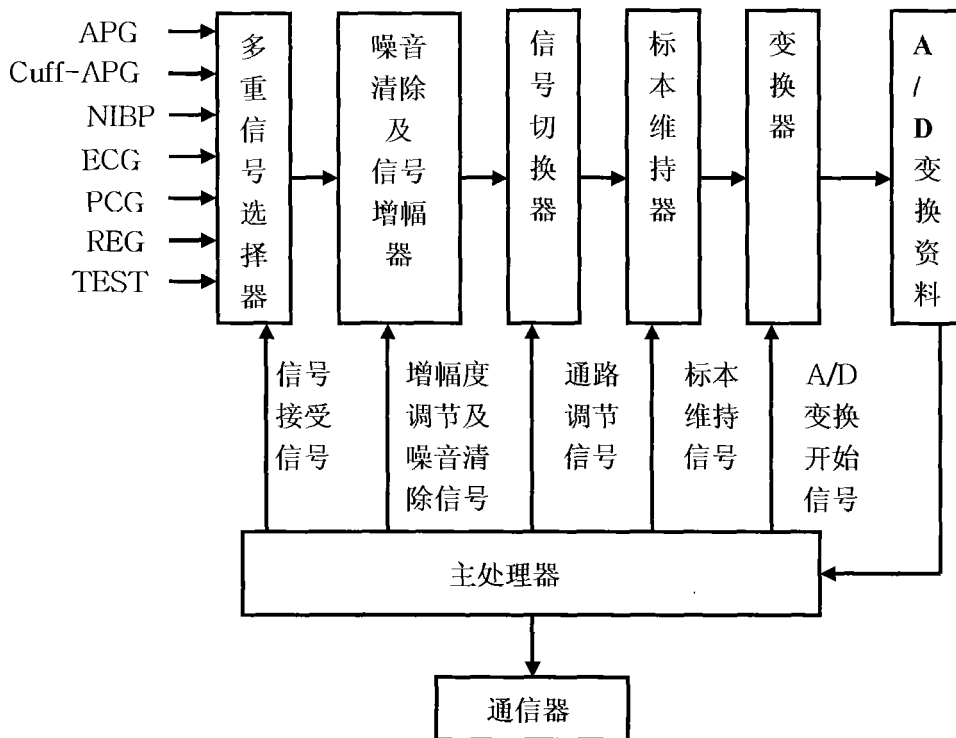


图 2

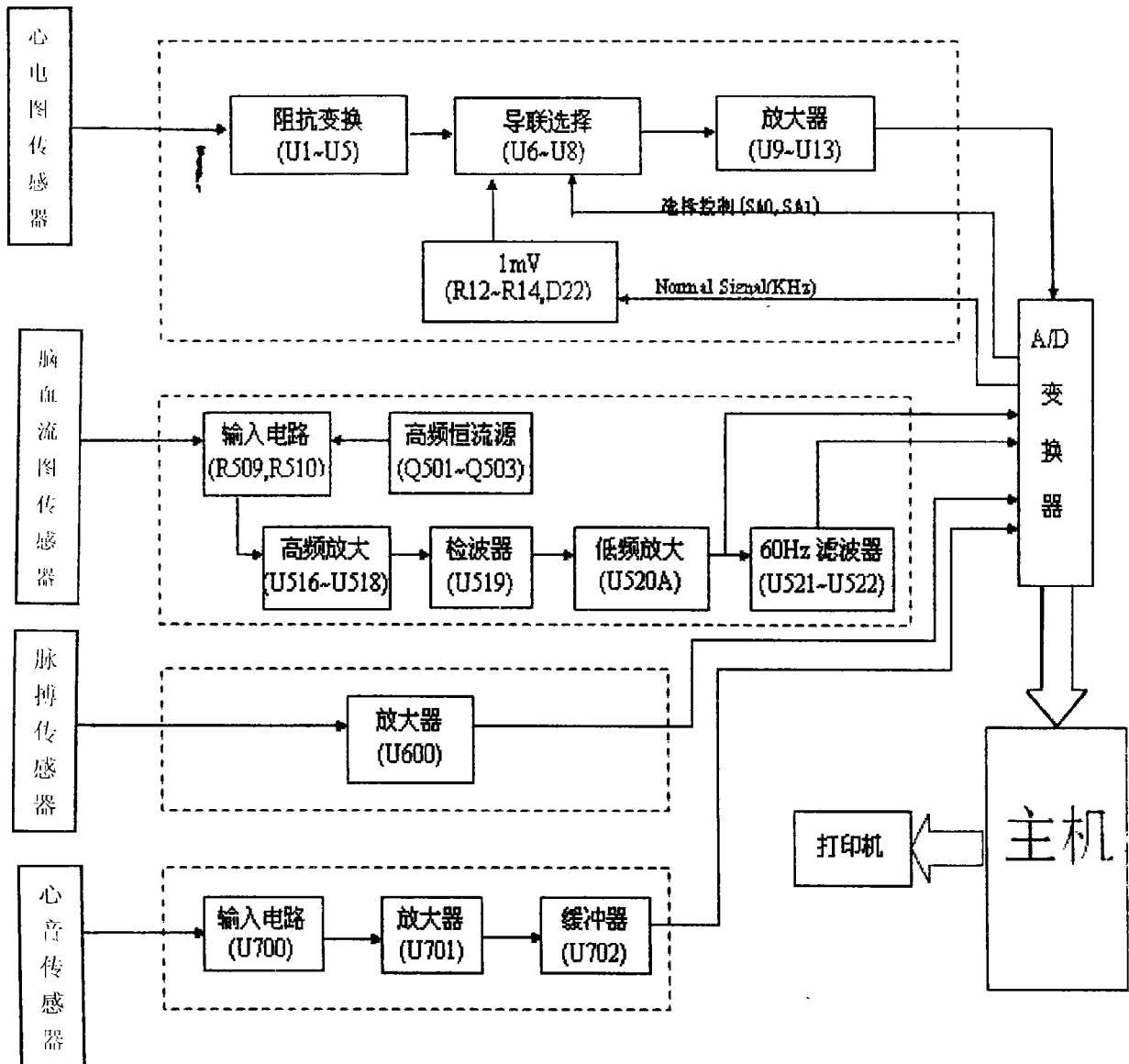


图 3

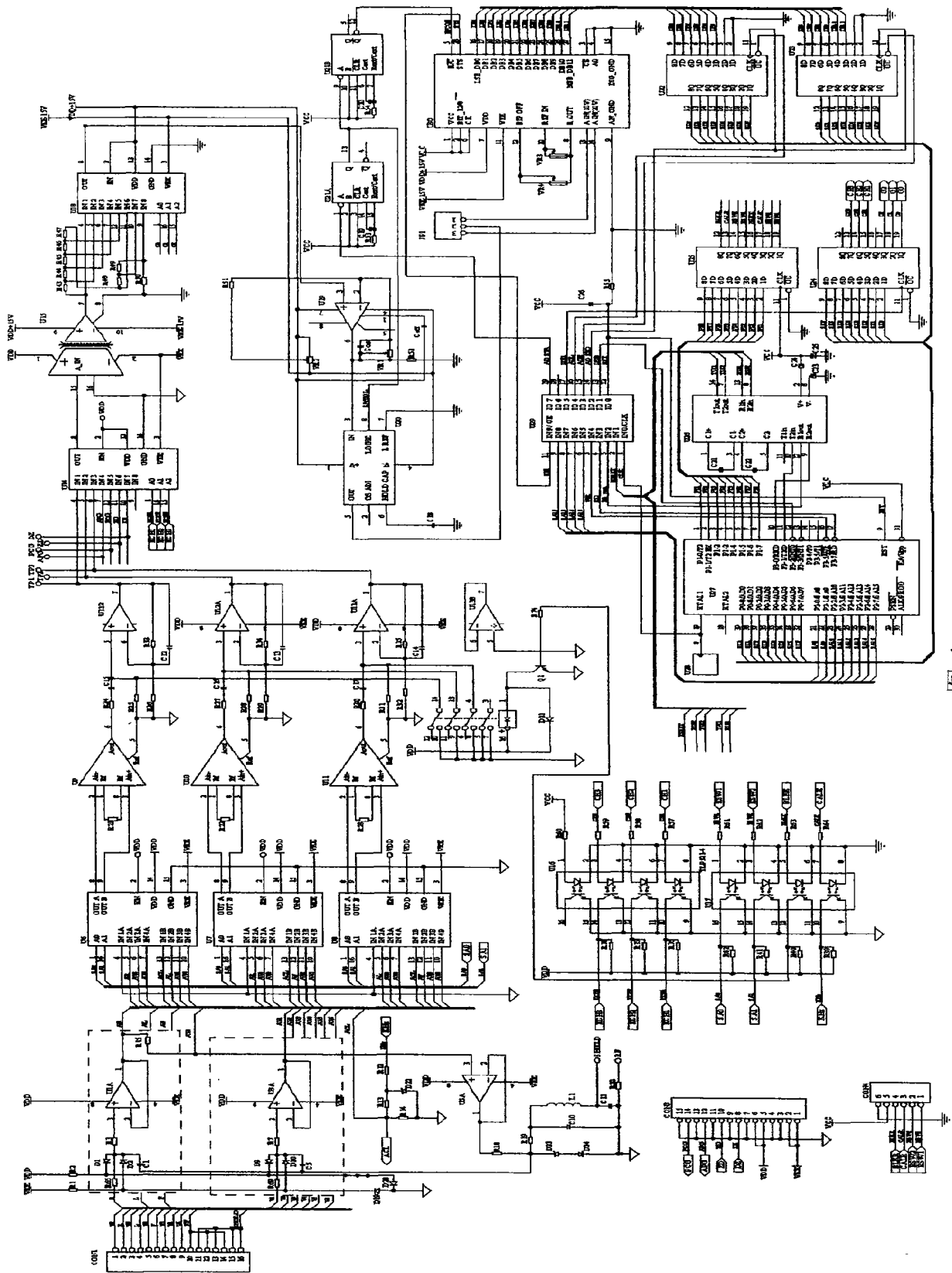


图 4

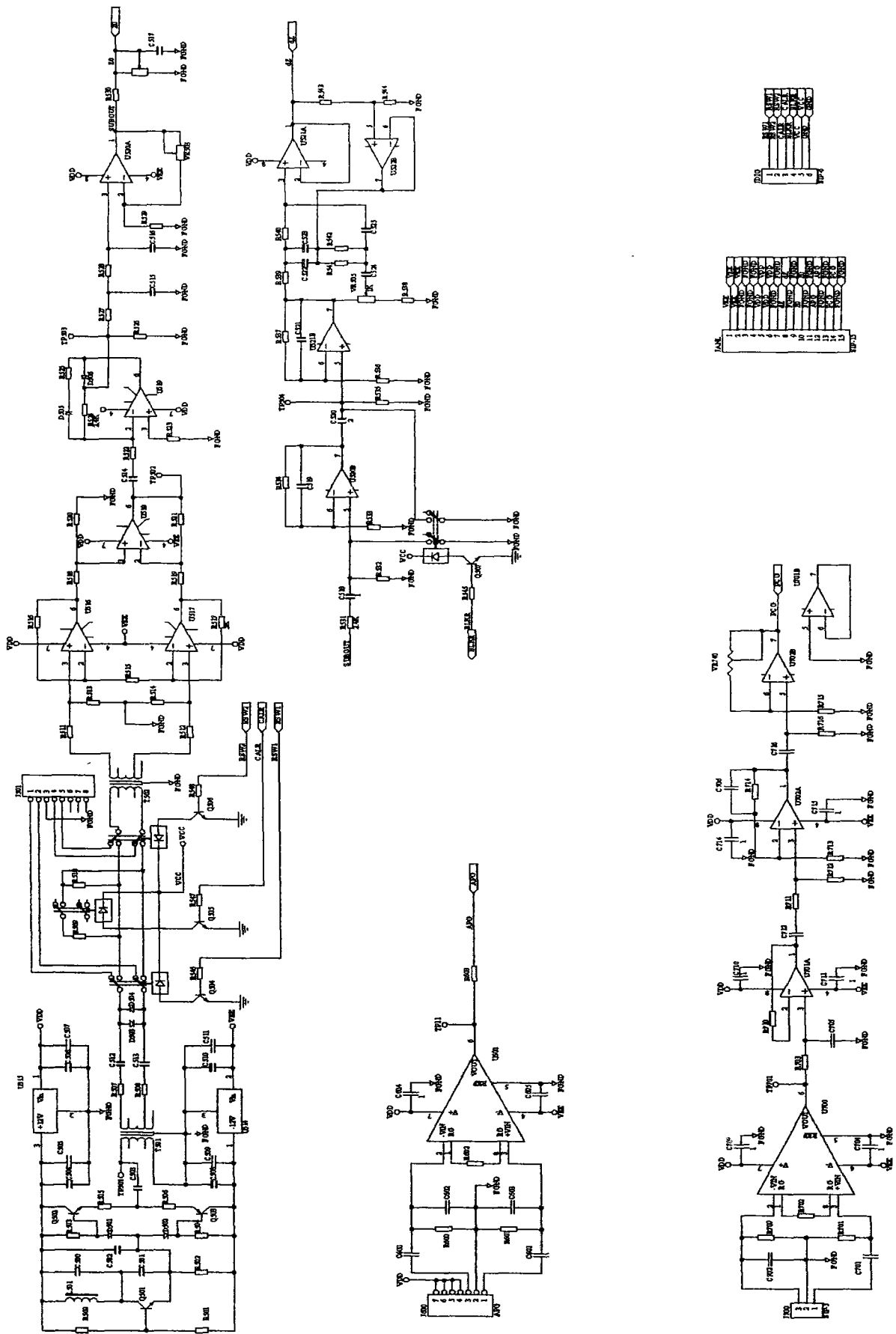


图 5

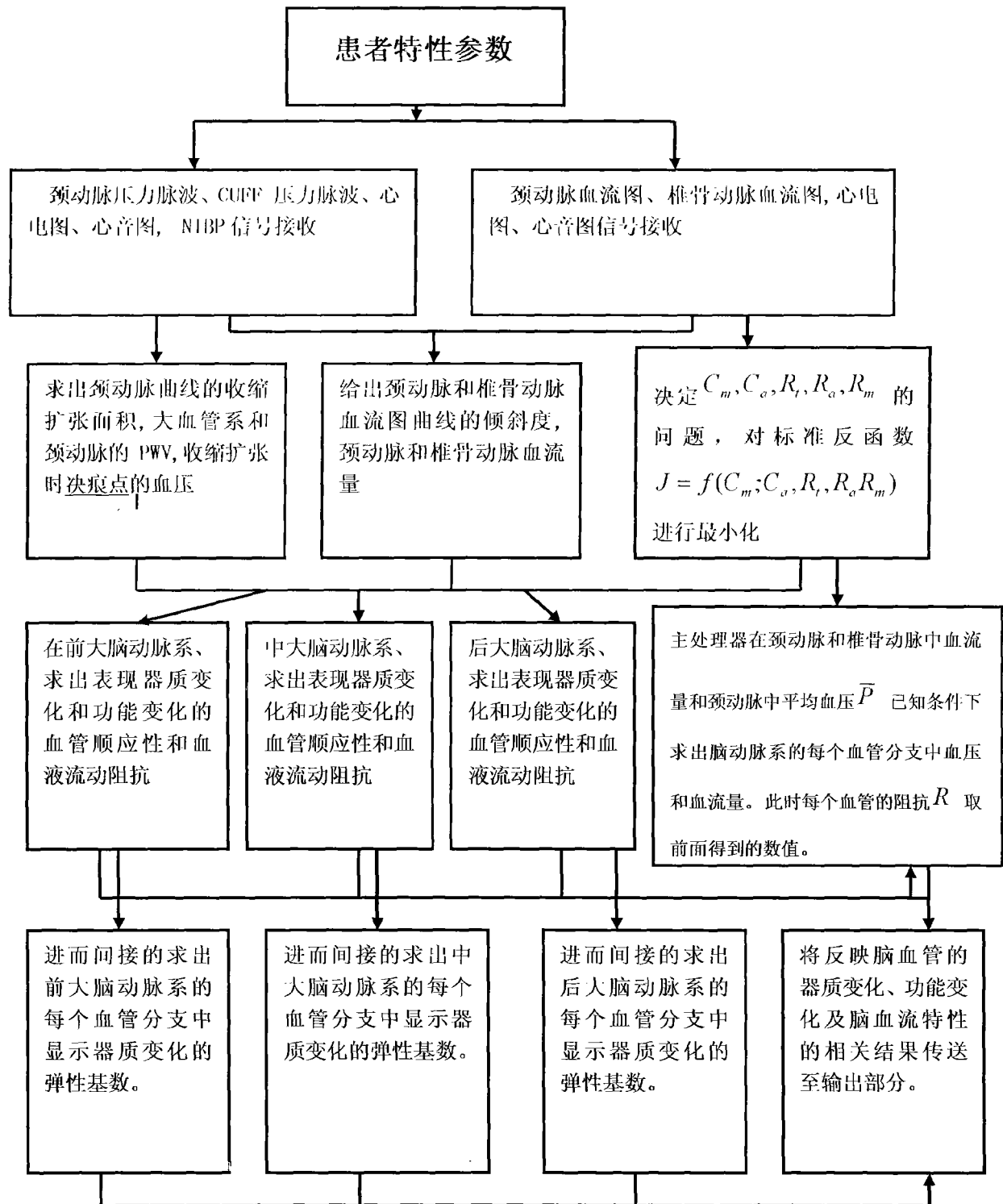


图 6

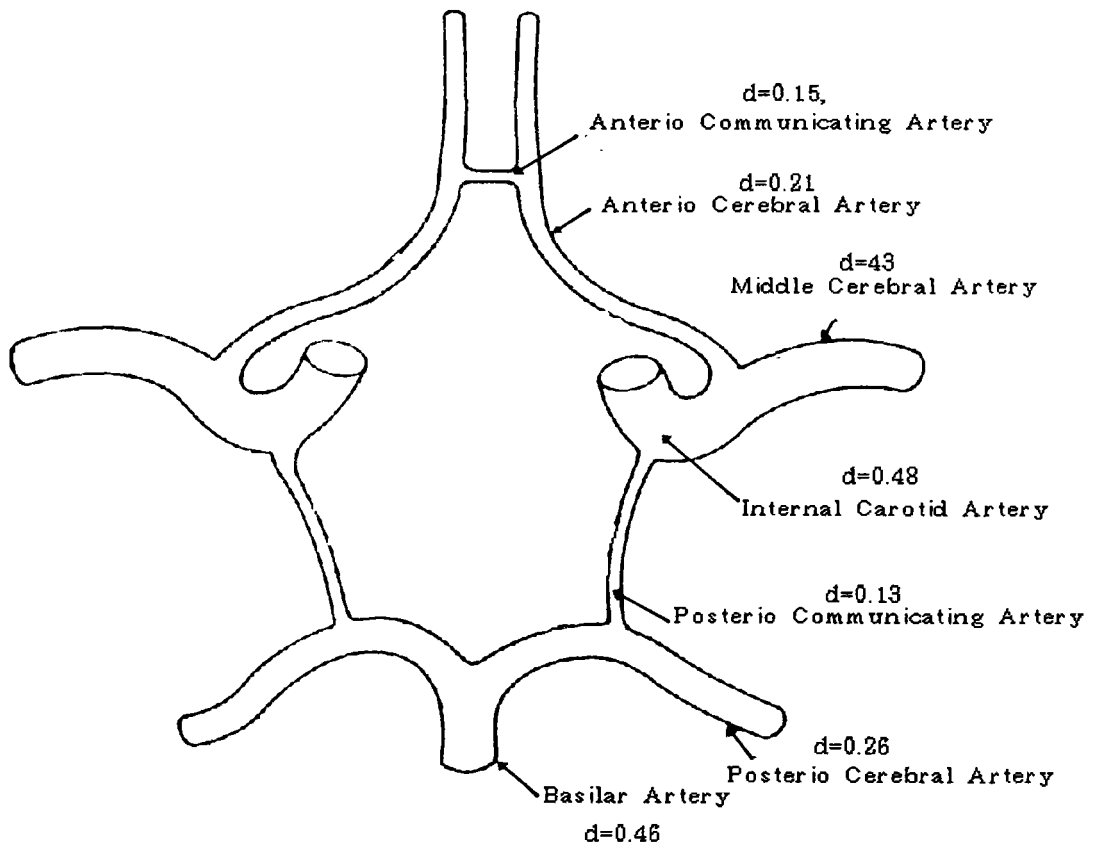


图 7

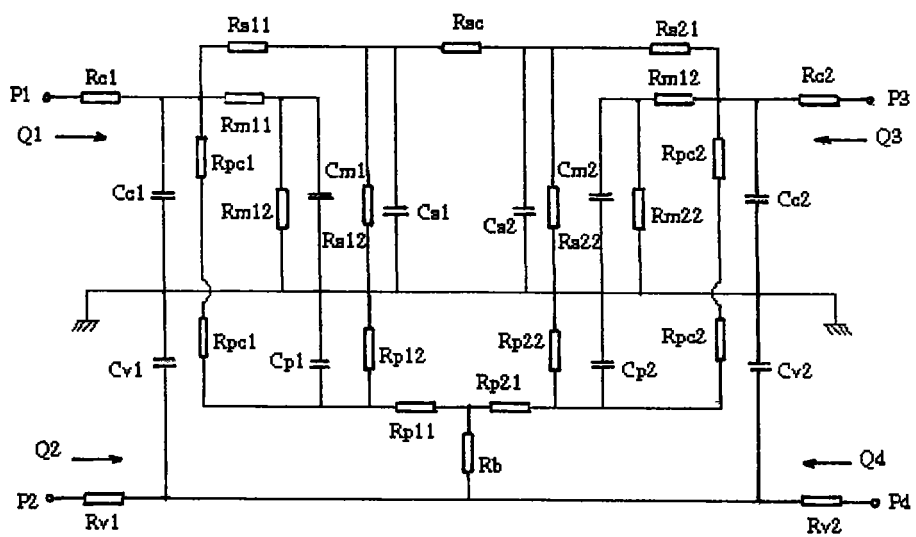


图 8

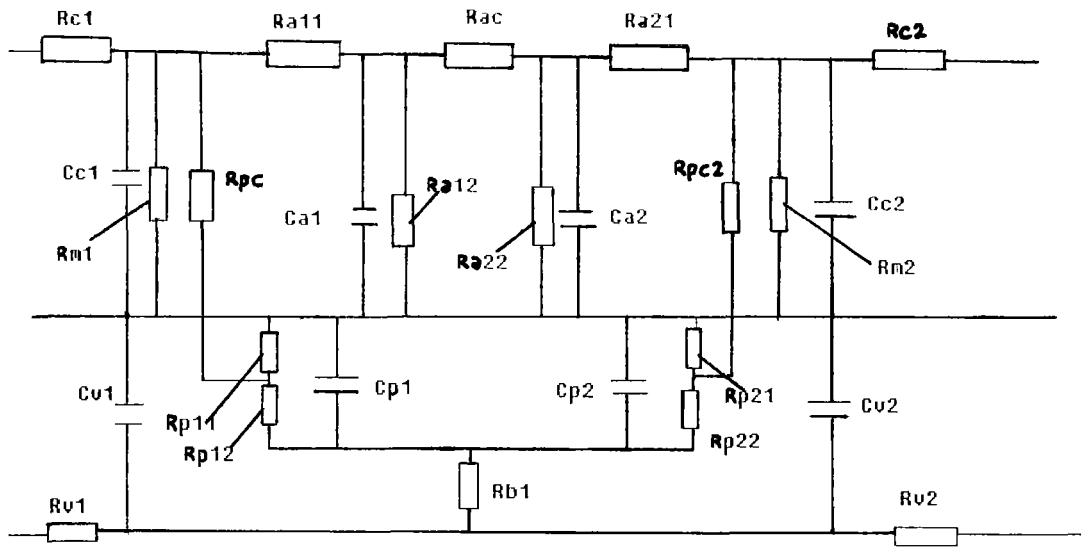


图 9

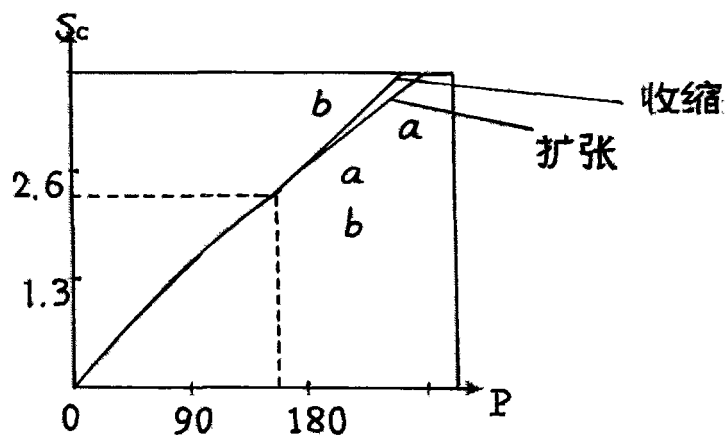


图 10

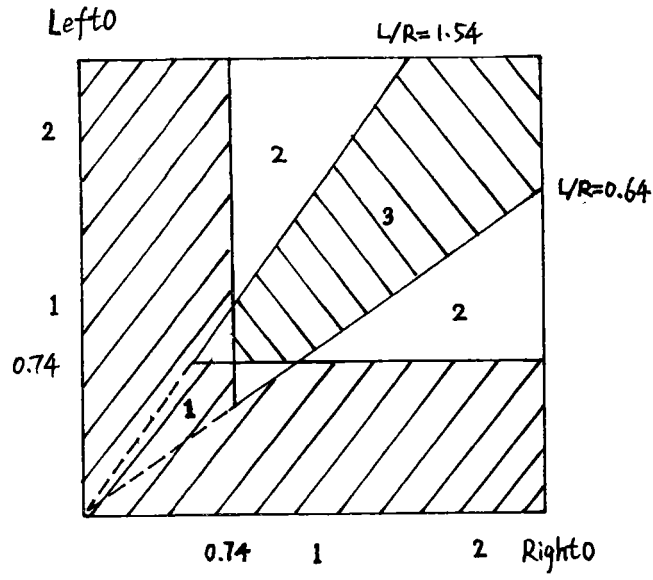


图 11

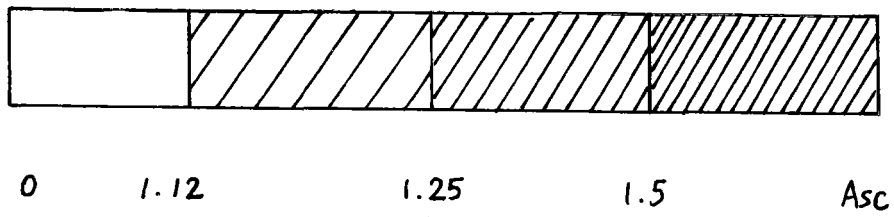


图 12

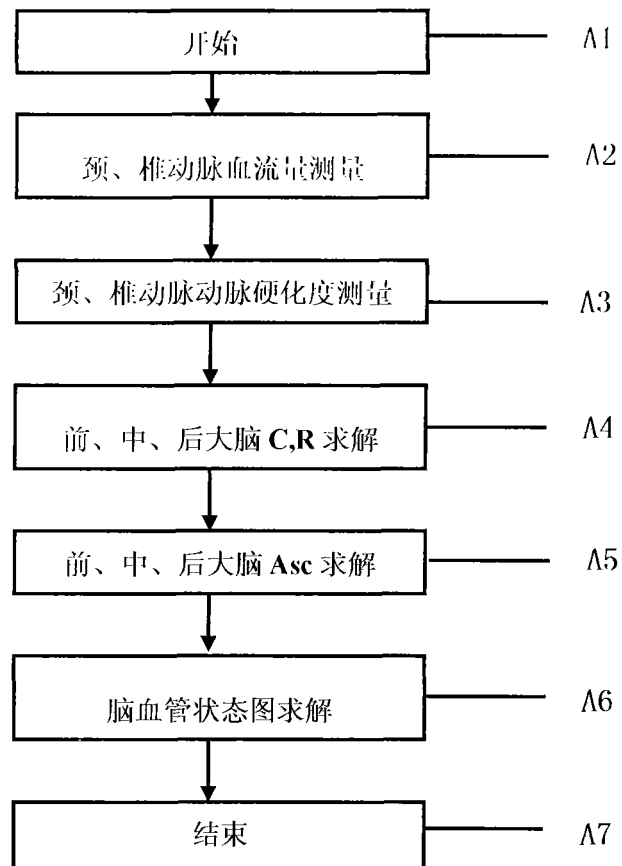


图 13

专利名称(译)	脑血管性质及血液流动特性分析系统及其分析方法		
公开(公告)号	CN101313844A	公开(公告)日	2008-12-03
申请号	CN200710011514.7	申请日	2007-05-31
[标]申请(专利权)人(译)	金寿山		
申请(专利权)人(译)	金寿山		
当前申请(专利权)人(译)	金寿山		
[标]发明人	金寿山 赵永进 吴日浩 郑成吉		
发明人	金寿山 赵永进 吴日浩 郑成吉		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/026 A61B5/0402 A61B19/00 G06F19/00 A61B90/00		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属人体生物学参数检测分析系统领域，尤其涉及一种脑血管性质及血液流动特性分析系统及其分析方法；分析系统含有：人体生物学信号接收部分、主处理部分、控制输入部分、输出部分；所述人体生物学信号接收部分采集的人体生物学信号经A/D变换送主处理部分进行数据处理后再由输出部分进行信号输出；所述控制输入部分将相应的控制信号送入主处理部分完成相应的数据处理；分析方法包括：1)脑血管系特征基础资料的构建阶段；2)脑血管系评价准备阶段；3)间接求出前中后大脑动脉系的每个血管分支中显示器质变化的弹性基数。本发明通过无创测量的方法采集人体生物学相关参数，从而完成对人体脑血管疾病进行早期诊断。

