

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl<sup>7</sup>

A61B 8/00

A61B 5/021 G06F 17/60

//G06F159 : 00



# [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200410014107.8

[43] 公开日 2005 年 1 月 5 日

[11] 公开号 CN 1559345A

[22] 申请日 2004.2.20

[21] 申请号 200410014107.8

[71] 申请人 无锡贝尔森影像技术有限公司

地址 214072 江苏省无锡市蠡园经济开发区 3 号厂房东 2 楼

[72] 发明人 马卫东 邹年军 张文军 戴建峰  
顾爱远

[74] 专利代理机构 南京知识律师事务所

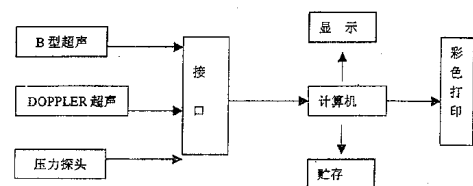
代理人 陈建和

权利要求书 2 页 说明书 13 页 附图 10 页

[54] 发明名称 脑血管血液动力学检测方法和仪器

[57] 摘要

脑血管血液动力学检测方法，是以多普勒探头和 B 超检测方法同时检测超声多普勒血流速度、B 型超声检测血管物理性状，通过管径及血管壁的测量，得流经被检处血管的流量为 Q。同时采用压力探头进行血管的压力检测。本发明的特点是：综合检测血管血液动力学指标，对脑血管病的早期诊断，脑血管疾病治疗和药物治疗效用的评估，药物筛选以及对循环生理、病理的研究，特别是对脑血管的预防研究，都有着重要的意义。仪器配合了上述方法的实现。



ISSN 1008-4274

1、脑血管血液动力学检测方法，其特征是以多普勒探头、和 B 超检测方法同时检测超声多普勒血流速度、B 型超声检测血管物理性状，通过管径及血管壁的测量，得流经被检处血管的流量为 Q。

2、由权利要求 1 所述的脑血管血液动力学检测方法，其特征是同时采用压力探头进行血管的压力检测。

3、由权利要求 1 所述的脑血管血液动力学检测方法，其特征是 B 超检查颈动脉的内中膜厚度 (IMT) 和斑块，用超声检测颈总动脉取长轴切面，于舒张期末冻结图象，在颈总动脉膨大处远端 1cm 处测量颈总动脉远壁内中膜厚度。在颈内动脉入口处能见到斑块，则要观察斑块的形状和大小，表明是否光滑。

4、由权利要求 1 所述的脑血管血液动力学检测方法，其特征是采用弹性腔模型及脉搏波规律分析计算 CVDI 的方法检测脑血管血液动力学指标 (CVDI)，

检测脑血流的指标：最大流速 (Vmax)、最小流速 (Vmin)、平均流速 (Vmean) 检测平均血流量 (Qmean)；

检测脑血管床外围阻力 (R)，外围阻力 (R) 用压力降和血流量的比计算；

检测血管特性阻抗 (Zc)、脉搏波波速 (WV)。

5、由权利要求 1 所述的脑血管血液动力学检测方法，其特征是采用脑血管动态阻力的计算方法 DR 描述血流速度随血压变化的难易程度的指标检测动态阻力 (DR)、临界闭锁压力 (CP)；DR 是时间函数。将 DR 时间无关的估算公式改为微分计算方法，两公式分别为：

$$DR = \frac{P_{mean} - P_{min}}{V_{mean} - V_{min}} \quad ; \quad DR(t) = \frac{dp(t)}{dv(t)}$$

获得用 DR (t) 心动周期的平均值及其标准差；

动脉脉波 (P)：用压力探头检取 P，并用肱动脉袖套血压标定之。

颈动脉血流速度是直接测量的指标

上述其他指标大多是它们与测量的压力计算出来的。

6、由权利要求 1 所述的脑血管血液动力学检测方法，其特征是进行时频分析：血流多普勒频移信号，通过声卡进入计算机，选取一周期进行短时傅立叶变换 (STFT)，得到时频分布，即某一时刻某一频率的幅度，分析由颈动脉硬化引起的血流微小扰动，以期更敏感地区分正常和异常的差别。用 Matlab 编程，取出其峰值频率 (fmax)、模频 (fmode)、平均频率 (fmean)、最低频率 (fmin)、重脉波频率 (fp)、频率弥散宽度 (fw)

7、**脑血管血液动力学检测仪器**：多普勒探头、**B**型超声检测控头并经过信号转换、AD转换连接至计算机，同时设有血管物理性状和**B**超检测方法同时检测超声多普勒血流速度、**B**型超声检测血管物理性状。频率电压脑血管状态分析软件**B**型超声检测血管物理性状

8、由权利要求7所述的**脑血管血液动力学检测仪器**，其特征是**B**型超声探头为体积小巧的7.5MHz高频线阵探头。

9、由权利要求7所述的**脑血管血液动力学检测仪器**，其特征是压力探头采用根据压阻效应制作的扩散硅力敏电阻全桥型压力传感器和内置的运放电路。

## 脑血管血液动力学检测方法和仪器

### 一、技术领域

本发明涉及脑血管血液动力学检测方法和仪器，尤其涉及多参数和更精确的方面对脑血管血液动力学进行检测的方法，用于判断疾病，并涉及相关仪器。

### 二、背景技术

脑动脉粥样硬化、缺血性脑梗塞、脑溢血是老年人常见病和多发病，它已成为老年人第一杀手。随着我国人民生活水平的提高，生活习惯的及饮食结构的改变，致使心脑血管病发生率日趋严重。——一旦发生脑中风，重者死亡，轻者致残。据我国流行病学调查研究，我国现有中风人数达300万之多，每年新发生小风约100万人。给家庭和社会带来了严重的经济和家庭的精神负担，故而引起国内外医学界普遍关注。

中风具有高死亡率和高复发率，应该早期预防，诊断和治疗。现在证实中风是动脉粥样硬化等血管损伤的直接结果，而血管物理性状、血液动力学状态和血液流变学特征是血管状态的三大指标。颈动脉是少数容易非侵入性检测的血管，中国专利85103558是一种利用超声多普勒效应测量血流的方法及仪器，利用连续波超声多普勒效应测量血流的方法或仪器对兼有双向、定量功能的一般均采用对两束超声束分别产生的正反向多普勒平均频移进行运算实现。本发明双向、定量功能的实现由新建立的“角度提取法”实现，其双向、定量功能仅由流速测量声束回波信号与流速测量声束和辅助测量声束与血管轴向流速的夹角比运算得到，它实为“等效的单声束”双向、定量血流速度测量。

中国专利95114858.3是一种使用经颅多普勒超声技术检测颅内脑血流状态分布的方法及仪器，它提供了一种沿声束路径自动搜寻颅内血管位置，动态指示沿声束路径颅内各空间点的血流状态分布情况并定位血管位置的方法，其原理是用多普勒回波信号的能量指示空间点的血流状态，它可帮助医生迅速了解沿某一探头指向的声路径内的颅内血管分布情况和血流状态，使临床医生可以方便准确地进行血管定位和识别，大大降低了诊断难度和诊断时间。

中国专利99127206是一种双超声束多普勒测量血流速度的方法。该方法将多普勒探头中的两组换能器分别发射超声波束，选择合适的超声束与血流速度的夹角，从而给出血流速度 $v$ 和血管与皮肤的偏角 $\theta$ 的计算式。在脉冲多普勒情形，换能器采取分时工作方式，并给出相应的关于 $v$ 和 $\theta$ 的计算式。本发明可直接应用于双工超声系统中。本发明不仅可以应用于连续波方式，也可以应用于脉冲多普勒形式，而且操作简便，精确度高，并可获知实际血流速度。

如上所述，用于脑血管疾病的诊断仪器，基本有两种类型：一类能直接观察颅内结构形态学的改变，如 MRT、CT 等；另一类就是检测脑血管局部血流分布情况，如颅内脑血流状态分布的方法及仪器、同位素脑血流测定，TCD 等。至今尚没有能直接检测脑血管循环动力学特征、血管阻力大小、硬比程度、可靠的局部血流变化等临床有用指标。现有技术和方法未能在血管物理性状、血液动力学状态和血液流变学特征上有所反应，从而难以对动脉粥样硬化等血管损伤的直接结果进行测量和对中风等疾病进行诊断或预先诊断。

为此，筛查中风高危人群时，除检测血液动力学状态，还应测量物理状态，现有脑血管血液动力学分析仪不是特别适用。另外它们还存在一些缺陷，如模型过于简单、测量精度与探头角度有关、无法精密测量血管径、动态阻抗概念模糊、不能直接评估中风危险度等。

### 三、发明内容

本发明的目的是提供一种多参数的和更精确的方面对颈动脉血液动力学检测的方法，从而对脑血管血液动力学进行检测，用于判断疾病，并提供一种相关的仪器即新型脑血管超声诊断仪（CVUS）。

颈动脉血液动力学指标用于社区中风高危人群筛查和防治使其中风发病和死亡下降。血管为适应血流和血压长期和短期变化有重塑功能，而血管重塑后的物理性状指标，要比其血流动力学指标稳定。研究已证实颈动脉的内中膜厚度（IMT）和斑块与心脑血管疾病紧密关联。

本发明的目的是这样实现的：B 型超声高频探头检测血管物理性状，多普勒探头检测血管血流速度及时频特性。

管径及血管壁的测量，我们知道，流经被检处血管的流量为 Q：

$$Q=V(\text{cm/S}) * A(\text{cm}^2)$$

即流量（Q）=平均血流速度（V）\*血管截面积（A）的乘积。

本发明的改进还包括压力探头进行血管的压力检测。

B 超声检查颈动脉的内中膜厚度（IMT）和斑块是检测早期动脉硬化。用超声检测颈总动脉取长轴切面，于舒张期末冻结图象，在颈总动脉膨大处远端 1cm 处测量颈总动脉远壁内中膜厚度。

在颈内动脉入口处能见到斑块，则要观察斑块的形状和大小，表明是否光滑。

检测脑血管血液动力学指标（CVDI），本发明采用弹性腔模型及脉搏波规律分析计算 CVDI 的方法：

检测脑血流的指标：最大流速（Vmax）、最小流速（Vmin）、平均流速（Vmean）

检测平均血流量（Qmean）；

检测脑血管床外围阻力（R），外围阻力（R）用压力降和血流量的比计算；

检测血管特性阻抗（Zc）、脉搏波波速（WV）；

检测动态阻力 (DR)、临界闭锁压力 (CP); 脑血管动态阻力的计算方法 DR 描述血流速度随血压变化的难易程度的指标, DR 应是时间函数。将 DR 时间无关的估算公式改为微分计算方法, 两公式分别为:

$$DR = \frac{P_{mean} - P_{min}}{V_{mean} - V_{min}} ; \quad DR(t) = \frac{dp(t)}{dv(t)}$$

获得用 DR (t) 心动周期的平均值及其标准差;

动脉脉波 (P): 用压力探头检取 P, 并用肱动脉袖套血压标定之

颈动脉血流速度是直接测量的指标

上述其他指标大多是它们与测量的压力计算出来的。

进一步改进还包括: 进行时频分析: 血流多普勒频移信号, 通过声卡进入计算机, 选取一典型周期进行短时傅立叶变换 (STFT), 得到时频分布, 即某一时刻某一频率的幅度, 分析由颈动脉硬化等引起的血流微小扰动, 以期更敏感地区分正常和异常的差别。用 Matlab 编程, 取出其峰值频率 (fmax)、模频 (fmode)、平均频率 (fmean)、最低频率 (fmin)、重脉波频率 (fp)、频率弥散宽度 (fw)

本发明的仪器构成是: 多普勒探头、B 型超声高频线阵探头、压力探头, 并经过信号变换、AD 转换连接至计算机, 同时设有血管物理性状和 B 超检测方法同时检测超声多普勒血流速度、B 型超声检测血管物理性状。频率电压脑血管状态分析软件 B 型超声检测血管物理性状

B-型超声探头改进为小型高精度的颈动脉管径测量装置, 不仅能测量管径, 还能直接观察到血管的内中膜厚度和斑块情况。超声探头改进为小型高精度的颈动脉管径测量装置具体结构。

压力探头采用根据压阻效应制作的扩散硅力敏电阻全桥型压力传感器和内置的运放电路, 因而抗干扰能力强, 性能稳定, 可靠性好, 适用于无损伤检测人体各部脉图, 包括颈动脉、桡动脉、股动脉等各部位脉搏波和心尖搏动、胎儿心动等等的测量。

本发明的特点是: 血管血液动力学指标, 无论对脑血管病的早期诊断, 脑血管疾病治疗和药物治疗效用的评估, 药物筛选以及对循环生理、病理的研究, 特别是对脑血管的预防研究, 都有着重要的意义。仪器配合了上述方法的实现。超声多普勒是非创伤性检查方法, 深受医务人员及病人的欢迎, 从目前国内仪器研究来看, 都存在着难以克服的不足之处。本仪针对这些存在问题, 作了重点改进和突破。本仪采用 T2 双声束超声 Doppler 仪器, 它能直接消去θ角的影响。现有的超声多普勒仪器, 血管径都是按公式估计数, 就是以身长体重乘上系数而得到的。根据我们多年的实践经验, 这是不准确的, 人体动脉血管径与年龄、动脉血管弹性直接相关, 即年龄越大, 血管径逐渐增大; 弹性越差, 血管径越大。而这

些都与身高体重无关，我们现在所发展的仪器，克服了这个问题，可直接测量血管径，并且可以测量血管壁厚度。目前，根据最近新英格兰杂志报导，血管内膜厚度直接与动脉粥样硬化、中风有关。

本发明的检测指标包括：

(1)、血流速度最大值	Vmax
(2)、血流速度最小值	Vmin
(3)、血流速度平均值	Vmean
(4)、平均血流量	Qmean
(5)、两侧血流量比值	QH/QL
(6)、脑血管外周阻力	RV
(7)、脑血管特性阻抗	ZCV
(8)、脑血管脉搏波波速	WV
(9)、临界压力	CP
(10)、临界压与舒张压差	DP
(11)、动态阻抗	DR
(12)、最大尖峰频率	Fmax
(13)、平均频率	Fmean
(14)、模频	Fmode
(15)、功率谱	Pr

本发明的主要用途

#### 1、脑血管的功能检测分析

- (1)、脑动脉硬化程度的检测、(2) 颈动脉狭窄程度的估价
- (3) 脑血管阻力的检查
- (4) 脑血管自身调节功能的评估

#### 2、脑血管疾病的诊断和药物疗效的观察

- (1) 脑血管疾病早期诊断、(2) 脑血管疾病治疗措施的评价
- (3) 脑血管药物疗效的筛选

#### 3、脑血管疾病的预防

- (1) 脑血管疾病的预防，高危人群普查;(2)脑血管疾病，高危人群监控  
脑血管病患者治疗与康复过程密切观察代偿机能的建立。

#### 四、附图说明

图 1 为本发明硬件框图

图 2 为本发明软件框图

图 3 为本发明脑血管超声诊断仪 (CVUS) 整体结构框图

图 4、5 为本发明所示颈内动脉中心血流检测的 Doppler 声频，经声卡录制

送入计算机进行 FFT 转换分析，作频谱、功率谱、最大尖峰频率、平均频率、模频显示。

图 6、7 为本发明若颈内动脉出现狭窄，则高速血流通过狭窄口，下游出现血流紊乱。这样尖峰频率升高和平均频率、模频三者方向相反，即尖峰频率升高，而平均频率、模频减低的图谱。

图 8、9 为本发明所示当脑动脉出现硬化时，由于颅内脑血管阻抗升高，致使血流量灌注减少，这样的结果使尖峰频率减低，但尖峰频率、平均频率、模频三者与尖峰频率波形方向一致，仍然相互重叠的图。

图 10 为正常人的功率谱图形，图 11 为颈动脉狭窄病人的功率谱图形。

## 五、具体实施方式

整个系统装置包括 B 型超声，用于测量血管直径及血管壁厚度；DOPPLER 测速部件；压力传感器部件；计算机接口；计算机主机；打印机等，如图 1-3 所示：

低通滤波-壁滤波及 PRF 滤波-采样保持-谱分析，利用本发明方法确定颈动脉物理性状：

**1.1 IMT 和斑块** 超声检查血管 IMT 是检测早期动脉硬化的最佳手段。用超声检测颈总动脉取长轴切面，于舒张期末冻结图象，在颈总动脉膨大处远端 1cm 处测量颈总动脉远壁内中膜厚度。如在颈内动脉入口处能见到斑块，则要观察斑块的形状和大小，表明是否光滑。

**1.2 IMT 和斑块对脑血管病的鉴别价值** 我们采用其左右侧平均值 (IMTa) 或左右侧最大值 (IMTm) 作鉴别指标。其中对 IMTm，鉴别阈值为 0.80mm，对 IMTa，鉴别阈值为 0.75mm，而对斑块 (PLA)，只取 1 和 0，鉴别阈值为 1。单指标鉴别以 IMTm 最佳，如辅以 PLA，则以 IMTm/PLA 最佳。IMTm 和 IMTm/PLA 的灵敏度、特异度和正确度均超过 80%。

## 2、脑血管血液动力学

**2.1 脑血管血液动力学指标 (CVDI)** 我们采用弹性腔模型及脉搏波规律分析计算 CVDI 的方法。

- 1、反映脑血流的指标：最大流速 (Vmax)、最小流速 (Vmin)、平均流速 (Vmean)
- 2、反映脑供血的指标：平均血流量 (Qmean)
- 3、反映脑循环通畅状态的指标：脑血管床外围阻力 (R)
- 4、反映动脉弹性的指标：血管特性阻抗 (Zc)、脉搏波波速 (WV)
- 5、反映脑血流自身调节功能的指标：动态阻力 (DR)、临界闭锁压力 (CP)
- 6、动脉脉波 (P)：用压力探头检取 P，并用肱动脉袖套血压标定之

## 2.2 改进措施

**2.2.1 血流速度的准确测量** 颈动脉血流速度是直接测量的指标而上述其他指标大多是它们与测量的压力计算出来的。如外围阻力 (R) 用压力降和血流量的比计算等。现有分析仪的流速测量均与探头的放置角度 ( $\theta$ ) 有关, 这由多普勒效应决定的。 $\theta$  为  $45\sim 60^\circ$  时, 能取得满意的信号。但临床使用中, 很难确保这个角度, 本身又有 10% 以上误差 ( $\cos 60^\circ = 0.5$ ;  $\cos 45^\circ = 0.707$ ), 我们改制探头设计, 使换能器与探头表明成固定的  $45^\circ$ 。这样的探头就消去  $\theta$  的影响, 可探头垂直于血流方向获取可靠信号。定位准确且占空间小, 使检测颈内动脉的血流速度成为可能。

**2.2.2 血流量的准确测量** 血流量为血流速度和血管截面积的乘积, 但现有分析仪无法测量管径而依经验公式计算, 血流量毫无准确性可言。血流量不但反映脑血管床供血状态, 又是计算其他 CVDI 的参数, 另外, 血管管径直接与病变有关。为此, 我们将成熟的 B-型超声探头改进为小型高精度的颈动脉管径测量装置, 不仅能测量管径, 还能直接观察到血管的内中膜厚度和斑块情况。

**2.2.3 脑血管动态阻力的计算方法** 如上所述, DR 描述血流速度随血压变化的难易程度的指标, DR 应是时间函数。将 DR 时间无关的估算公式改为微分计算方法, 两公式分别为上式。

用 DR (t) 心动周期的平均值及其标准差作为临床指标, 临床证实两指标均有很高的鉴别能力。

**2.3 CVDI 的正常参考值和积分值** 国内现有的分析仪, 或不设 CVDI 正常参考值, 或仍采用早期的 378 例样本, 显然不能用于临床评估。我们则采用最新的 14480 例样本, 同时集成了用 CVDI 判断中风危险度的积分值评分方法。软件包中还可设计一套自学习程序, 能通过临床病例不断修正各项指标加权值和回归及累积标准, 直接给出临床诊断定量结果, 临床判别能力强。

**2.4 时频分析** 血流多普勒频移信号, 通过声卡进入计算机, 选取一典型周期进行短时傅立叶变换 (STFT), 得到时频分布, 即某一时刻某一频率的幅度, 分析由动脉硬化等引起的血流微小扰动, 以期更敏感地区分正常和异常的差别。用 Matlab 编程, 取出其峰值频率 (fmax)、模频 (fmode)、平均频率 (fmean)、最低频率 (fmin)、重脉波频率 (fp)、频率弥散宽度 (fw)。正常人颈动脉 (颈总和颈内) 血流时频分布有规律, 其 fmax、fmode、fmean 曲线在一个心动周期中具有总体相似的形状, 嵌套在一起。其中 fmax 最高, 平均约为  $4\sim 5\text{KHz}$ , 年轻人有时可超过  $7\text{KHz}$ , 最低应大于  $3\text{KHz}$ , fmin 在  $1.4\text{KHz}$  左右, 最低应不低于  $1\text{KHz}$ 。对缺血性脑梗塞病人, 其时频分布的形式明显不同于正常人, 颈内动脉则更有其独特的特性, 即波形弥散, fmax 比正常人明显减低, 而 fmax 与 fmin 明显分开, 中间出现空白区。fw 比正常人稍增加, fp 消失, fmin 减低, 小于  $0.5\text{KHz}$ 。

3、动力学参数与脑血管功能

大量的临床和动物实验研究都表明脑血管动力学参数的异常变化与脑血管疾病的发生与发展有着密切的联系。对许多脑血管病来说，脑血管动力学参数的异常变化，早于影像学改变。早期脑血管动力学参数异常，经过有效的早期治疗，可使动力学参数恢复正常。可能会减少其发生中风的机会。然而，由于脑血管大部位于脑深部，而且被些硬的颅骨所包埋。因此，脑血液循环动力学参数的检测比其他循环系统的检测更加复杂和困难。就是因为这些原因，现在所采用的动力学参数，都是从某个局部，如颈内动脉的血液动力学参数推算出来的。所以临床医生在应用血液动力学各个参数分析脑血管功能时，一定要搞清楚这些参数对临床和生理含义及其理论基础与应用范围。

各参数的临床意义：

(1)、  $V_{max}$ 、  $V_{min}$ 、  $V_{mean}$

反映脑血管床最大血流速度( $V_{max}$ )、最小血流速度( $V_{min}$ )、平均血流速度( $V_{mean}$ )，它与脑阻抗和心脏功能密切相关。若脑血管阻抗低，而心脏功能强，则流向脑组织的血流速度增加，反之就会减低。所以不仅脑血管病变会导致血流速度的异常改变，而且心血管的一些疾病也会对血流速度产生影响。一般地说，平均血流速度( $V_{mean}$ )偏低，往往提示被检测脑血管床供血不足，如果病人左右两侧血流速度同时减低，而脑血管床的其他动力学指标正常，那么影响血流速度减低因素有可能主要来自心脏，就必须进一步检查确诊。

如果血流速度的改变是左、右两侧颈动脉严重不对称，一般的  $V_{mean}$ 、 $V_{min}$ 、 $Q_{mean}$  明显升高，往往表示高的一侧椎—基底动脉供血不足而由颈动脉代偿的结果。

血流速度最大值  $V_{max}$  与年龄关系非常大。即使是正常人随年龄增加， $V_{max}$  将逐渐降低。这一生理改变，反映了人体循环系统随年龄增加逐渐衰老。因此，它可作为判断人体心灌注；而且在心脏舒张时，主动脉内的舒张压仍然高于脑血管舒张压，所以仍有血液向脑组织灌注，这就是舒张期血流速度，也称最小血流速度( $V_{min}$ )，以保证大脑有足够的血液供应。若是  $V_{min}$  显著减小，往往提示该侧脑血管床有痉挛或梗阻等微循环障碍。尤其是对于  $V_{min}$  小于  $4\text{cm/s}$  的病人，需要特别注意，对于这样的病人即使是  $\text{CT}$  检查结果为阴性，有条件时仍应进行  $\text{MRI}$  检查，进一步查明原因。若  $V_{min}$  小于  $3\text{cm/s}$ ，则表示有缺血性脑梗塞的可能性，或是血管痉挛。必须及时地给予预防治疗，在治疗中再进行随访观察。追踪血液动力学变化情况，不断调整治疗方案，直到血液动力学参数基本恢复正常。

(2)、  $Q_{mean}$

反映供给脑血管床的血流量，它是单位时间内流过检测点的血管截面积的血液体积，主要反映该侧动脉系统血管床的供血情况。如果检出血流量偏低，表示

该侧血管供血不足；如果检出血流量偏高，则表示该侧脑血管供血过度，或者是由于其他血管床(如椎动脉)供血不足，由同侧颈动脉代偿的结果。

影响脑血流量的因素较多，不仅脑血管疾病对它有直接影响，而且全身系统的其它一些疾病如心脏病、高血压等都会有一定的影响。具体情况，必须结合临床病史，才能得出确切的结论。

### (3)、WV、 ZCV:

脑动脉脉搏波速度(WV)和血管特性阻抗(ZCV)与动脉硬化程度有关。WV 是压力脉搏波沿血管壁传播的平均速度；ZCV 是脉搏波在血管床中沿一个方向传播所遇到的阻抗。这两者都和动脉壁的整体弹性状态有关，而和血流速度几乎无关。动脉血管总体弹性越好，脉搏波波速越低，特性阻抗也越小；相反地，脉搏波波速越高，或特性阻抗越大，则说明检测的动脉管壁的整体弹性越差，血管也就越硬化。因此，WV 和 ZCV 可作为反映被检测血管硬化程度的定量指标。

### (4)、 RV

血管外周阻力(RV)是反映脑血管微循环状态的指标，即小血管和毛细血管的通畅程度的参数。小血管梗塞，管腔变窄或血管痉挛都可导致血管阻力 Rv 增加。

对于大多数脑血管疾病来说，在发病前期和发病的急性期，血液动力学可能都有明显的变化，这时病人的代偿机制尚未建立，因此这时血液动力学参数的变化，对脑血管疾病的早期诊断非常有用。对脑梗塞病人，由于小血管管腔变窄、阻塞，外周阻力明显升高；对脑出血病人，特别是蛛网膜下腔出血病人，由于小血管痉挛，外周阻力往往去异常升高，但是值得注意的是单侧脑溢血病人。病侧外周阻力住往会显著升高。

### (5)、 DR

动态阻抗(DR)反映脑血流自身调节功能。在正常情况厂，尽管脑血管床的血流灌注有一定的波动，但由于脑血管自身调节功能将使脑血流量相对保持在一个较恒定的范围内。脑血管动态阻抗 DR 可能作为反映这一调节功能的定量指标。脑血管自身调节功能越差，动态阻抗 DR 值越高。

引起动态阻抗 DR 升高的原因为：

- (1)、生理性脑血管调节功能衰退，这种调节功能随年龄增加而逐渐减退。
- (2)、血压波动超过脑血管自身调节范围的上、下限。
- (3)、微循环障碍，特别是管径在 200--400 $\mu$  的小血管硬化，阻塞、痉挛等病理性变化，都有可能导导致血管调节功能衰退。

(4)、功能性脑血管调节功能衰退。临床实践表明，对高血压病人，特别是晚期动脉硬化患者，在采取降压措施时，极可能产生脑供血不足。为了防止这种情况的发生，可应用动态阻力 DR 作为降压过程的监视指标。如果降压过程中 DR 显著升高，或 DR 显著下降时，应停止降压，或者采取其他措施以保证脑血

管有足够的血量供应。

#### (6)、DP、CP

临界压力(CP)及舒张压与临界压之差(DP)是反映颅内血管闭锁状态的参数。临界压力 CP 是维持血液在血管中运动所需最小压力，DP 是舒张压与临界压之差。

导致临界压 CP 升高的原因很多，如动脉血流过度、静脉回流受阻、颅内压升高，脑血管异常闭锁或血液粘度异常等。

综上所述，脑血管床具有极为重要的生理功能，下表给出了脑血管功能与动力学参数之间的对应关系。不难看出不同的动力学参数反映了不同的血管功能：

血液动力学参数与脑血管功能

血管功能	动力学参数
输送血液	血管阻力 R, 输入阻抗等
储存血液与能量	血管壁弹性 $2t$ , $wv$ , 顺应性 $c$ 等
脑血流量调节	Bayliss 阻力 BR, 动态阻力 DR 等
脑血流代偿	交通动脉血流量 $Q_{ac}$ , $Q_{pc1}$ , $Q_{pc2}$ 等
内分泌功能	内皮素, 肾素浓度等

#### (7)、频谱分析

颈内动脉中心血流检测的 Doppler 声频，经声卡录制送入计算机进行 FFT 转换分析，作频谱、功率谱、最大尖峰频率、平均频率、模频显示。正常情况下，血液在血管内流动为层流形式，所以尖峰频率、平均频率、模频三者方向一致，且相互重叠，如图 4、5 所示。

若颈内动脉出现狭窄，则高速血流通过狭窄口，下游出现血流紊乱。这样尖峰频率升高和平均频率、模频三者方向相反，即尖峰频率升高，而平均频率、模频减低如图 6、7 所示。若狭窄越严重，则这种变化越明显。详细请参阅参考文献。

当脑动脉出现硬化时，由于颅内脑血管阻抗升高，致使血流量灌注减少，这样的结果使尖峰频率减低，但尖峰频率、平均频率、模频三者与尖峰频率波形方向一致，仍然相互重叠，如图 8、9 所示。

正常人的功率谱与动脉狭窄病人的功率谱也是截然不同的。图 10 为正常人的功率谱图形，而图 11 为颈动脉狭窄病人的功率谱图形。

#### 4、测量指标的精度、效度和灵敏度

CVUS 直接测量的指标有血流速度、血管管径和 IMT。7.5MHz B 超探头的精度达 0.1mm。通过 CVUS 和 B 超的对照试验，确定 CVUS 测量误差在 10% 以内。又通过体外流速校测系统确定 CVUS 测量流速的误差在 5% 以内。CVUS 的指标都是经临床实践证实为有效和灵敏的。我们又将测量误差控制在很小范围，

所以它在实际应用时的效度和灵敏度是不用置疑的。

## 5、讨论

5.1 多功能脑血管状态分析仪的特点 CVUS 优于一般分析仪之处是：功能齐全、测量精度高且性能稳定、指标的生理和病理学含义更明确及对脑血管病反应敏感且特异性强。这均是 CVUS 采用了下列先进技术的结果；增加 7.5MHz B 超探头观察颈动脉内斑块及测量血管径、壁厚和 IMT；采用双声束血流检测消去  $\theta$  角的影响而大大提高测量的精度和稳定性；增加时频分析敏感地检测血管稍有狭窄引起的轻微扰动血流。一种仪器的规模和功能总是互相矛盾的，我们有些成熟的研究成果还是没有用到 CVUS 中，现提出讨论，也供以后改进之用。

5.2 颈动脉物理性状及其血液动力学环境结合的参数 我们在经典脑血管血液动力学的基础上，结合其物理性状研究并定义了若干有临床价值又可计算的参数，如动脉硬化指数 ( $\beta$ )、动脉可扩张度 (DI)、动脉顺应性 (C)、血管壁切变率 ( $S_s, S_m$ )、血管壁切应力 (SS)、血管壁周向张力 ( $T_s, T_m$ ) 和血管壁周向扩张率 (ST)。

5.3 脉冲式超声多普勒 CVUS 仍用连续多普勒的方法，不能知道所测得的是血管截面何处的血流速度（血管内流速在其截面上呈抛物面分布，中心处最高）。脉冲多普勒方法可克服这缺陷，因它除具有脉冲发射系统外，还有可调距离的时限系统，可沿声束线定点采样。能检测到不同血管和血管内不同部位的血流速度，可测量目前分析仪不能测得的颈内动脉和椎动脉血流速度。

5.4 脑血液循环模型 如测出椎动脉的血流速度，就可分析脑血液的完整循环。大脑的血液由颈内动脉系统和椎—基底动脉系统供应。颈内动脉系统主要供应大脑前动脉和大脑中动脉，也称为前循环。椎—基底动脉系统主要通过椎动脉、基底动脉和大脑后动脉供应大脑半球后部及小脑、脑干的血液，也称为后循环。两侧大脑前动脉由短的前交通支动脉互相沟通；大脑中动脉和大脑后动脉由后交通支动脉互相沟通，由这些脑底部动脉形成 Willis 环。脑血管血液循环可简化为有四个输入端、18 根动脉和 6 个终末端阻力组成的一个网络，可分析脑各处的血液动力学状态。

## 6、脑血管超声诊断仪 (CVUS)

6.1 软硬件和配置 CVUS 由检测、数据采集和计算分析三部分组成，其软硬件被整合在一台类似小型超声仪器中，CVUS 的整体结构和原理如下图所示。

压力探头及压力检测电路在本发明的应用：可以采用半导体压力传感器并经放大电路输出，典型的医用探头为 NPC-100 系列医用传感器，分辨的精度可以达到 1mmHg，压力探头采用根据压阻效应制作的扩散硅力敏电阻全桥型压力传感器和内置的运放电路，因而抗干扰能力强，性能稳定，可靠性好，适用于无损

伤检测人体各部脉图，包括颈动脉、桡动脉、股动脉等各部位脉搏波和心尖搏动、胎儿心动等等的测量。也可以采用如南大应用物理所生产的精密数字压力计，分辨的精度可以达到 0.01KPa 。

本发明的仪器设置中将 A 型超声探头改进为小型高精度 B 型超声探头，此探头为体积小巧的 7.5MHz 高频线阵探头，克服了以前 A 型探头测量不精确的弊端，使其不仅能准确得测量管径，还使医生能方便的在患者颈部的任何位置都能进行二维图像的观察，对颈部血管的内中膜厚度和斑块情况进行测量及诊断。

## 7、临床应用

### 7.1 正常人脑血流频谱分析

从 47 例正常人颈动脉血流信号的频谱分析，其结果显示正常人有其独特的频谱波形和一定的正常数值，即收缩期峰值频率（ $f_{max}$ ）最高，一般在 4-5KHz 之间，个别年轻人有时甚至超过 7KHz。这个峰值频率随年龄增加而有逐渐降低的趋势，但  $f_{max}$  最低也应大于 3kHz。收缩期频率波形光滑，一般不出现挫顿或切迹，波形亦不弥散且平均频率（ $f_{mean}$ ）和模频（ $f_{mode}$ ）三者方向一致，基本相重叠。最有特征意义的就是舒张期频率，它直接反映脑血管硬化程度、脑阻抗变化、脑微循环开放状态、脑供血情况的指标。正常人的脑血管是低阻抗血管床，所以无论在心脏收缩期还是舒张期，高于颅内压力，因而在心脏舒张期时，也有明显的血流向大脑灌注，这就是舒张期血流或称之为最小血流。正常人最小血流速度频率（ $f_{min}$ ）平均值在 1.2KHz 左右，其最低值不应低于 1KHz。若  $f_{min} < 1KHz$ ，即表示有脑动脉硬化，血管顺应性差，阻抗升高，以及会出现脑供血不全症状。正常人颈动脉血流信号频谱分析图如图 1.2 所示。各种参数统计值如表 1 所示。

附表 1：57 例正常人颈动脉血流信号频谱分析结果

项目	单位	男 (n=37)		女 (n=20)	
		左	右	左	右
		X±SD	X±SD	X±SD	X±SD
$f_{max}$	KHz	4.912	4.742	4.983	4.974
		1.290	1.180	1.090	1.110
$f_{mean}$	KHz	3.150	3.050	3.210	3.190
		0.985	1.010	1.013	1.040
$f_{mode}$	KHz	3.874	3.741	3.882	3.749
		0.387	0.377	0.378	0.371
$f_{min}$	KHz	1.384	1.362	1.367	1.359
		0.383	0.373	0.354	0.351
fp	KHz	2.140	2.130	2.190	2.110
		0.563	0.541	0.562	0.571

fw	ms	221.3	224.0	223.4	224.0
		32.40	34.10	35.10	35.60
fmax-fmean	KHz	1.760	1.690	1.773	1.784
fmax-fmode	KHz	1.038	1.001	1.101	1.225
fp/fmax		0.435	0.449	0.439	0.424
fmin/fmax		0.281	0.287	0.274	0.273

## 7.2 脑梗塞病人脑血流频谱分析

颈总动脉分为颈内和颈外动脉，再分叉处血管管径膨大，曲力增加，此处血流形式呈螺旋状。动脉硬化时，这种血流变化更趋明显，所以在颈内动脉入口处，血流出现加速和再循环亦相应的明显。颈内动脉的内侧受到血流的剪切应力增大，而外侧血流速度减慢，甚至出现倒转，血流的边界层分开。在血流减慢处，血液中的微粒成分与管壁的接触时间长于血管壁的内侧，更长于正常情况。这样的结果，在血管的外侧面有利于脂质乳糜微粒特别是低密度脂蛋白（LDL）和极低密度脂蛋白（VLDL）容易侵入与沉积与血管内脉下。再由血液中单核白细胞、巨噬细胞的吞噬脂质，而形成泡沫细胞，堆积在血管内膜内，使内膜出现脂肪条纹。随着病变的发展，脂肪条纹增厚突出内膜表面而形成粥样斑块。粥样斑块逐渐增大，堵塞了血管，限制了脑部的血流供给；再加上脑动脉硬化，阻抗升高，更加造成脑供血不足，从而出现脑部神经症状。

按照 Bernoulli 原理，当血管狭窄到一定程度时，就会引起血流明显变化，即出现明显的湍流，狭窄远端压力减低，血流减少；而狭窄近端压力升高，这种压差非但使血流通过狭窄口速度增加，而且通过狭窄口的压差，引起对斑块表面一个掀盖力（unroofing force），可使斑块表面急性撕伤破裂，造成斑块内出血，致使斑块内物脱落，随血流流向远端，而引起脑栓塞。尤其是动脉硬化病人，往往都伴有高血压和心律不齐，这就加重了上述的掀盖力量的增大。正常人脑血管原本是个低阻抗血管床，所以不管心脏在收缩和舒张期都有血流向脑组织灌注，但是当出现脑动脉硬化时，脑血管顺应性差，阻抗增大则 fmin 减小，这将导致脑供血不全更加明显。

颈动脉出现狭窄，在狭窄下游出现紊乱血流，狭窄越严重，则血流紊乱明显和狭窄下游紊乱的血流持续的距离越长。因此，在狭窄下游血流频谱波形出现弥散，频谱增宽；尖峰频率降低，同时 fmax 与 fmean 及 fmode 出现分离，失去正常时相互重叠的特征，见图 9-10。根据我们的临床应用，fmax 正常值总是在 3KHz 以上，而严重颈动脉狭窄病的 fmax 可降低至 0.7KHz 左右。最有特征的改变就是 fmin 减小，一般在 0.5KHz 左右，正常值在 1KHz 以上。Fmin 减小说明脑动脉硬化，脑阻抗升高，颈内动脉粥样斑块阻碍舒张期血流向脑部灌注。这样就难免出现脑供血不全、缺血性脑梗等神经症状。

我们研究 20 例经 CT 证实为脑梗病人，这些病人都出现不同的神经症状如

——侧偏瘫、语言不清、反应痴呆等临床症状。经脑血管流体动力学检测仪检查颈内动脉血流,频谱波形显著地不同于正常人,  $f_{max}$  明显降低,  $f_{min}$  均小于 0.5KHz。各参数结果见附表 2。

20 例缺血性脑梗塞病人颈动脉血流信号频谱分析,

项目	单位	男 (n=37)				女 (n=20)			
		左		右		左		右	
		Lc X±SD	Li X±SD	Rc X±SD	Ri	Lc X±SD	Li X±SD	Rc X±SD	Ri
Fmax	KHz	2.40 0.91	2.27 0.84	2.14 0.82	2.24 0.83	1.81 0.63	1.78 0.57	1.88 0.71	1.75 0.41
Fmean	KHz	1.65 0.71	1.51 0.56	1.57 0.68	1.47 0.59	2.01 0.93	1.55 0.65	1.40 0.48	1.47 0.59
Fmode	KHz	2.01 0.93	1.55 0.65	1.40 0.48	1.65 0.69	1.51 0.55	1.37 0.79	1.57 0.58	1.40 0.61
Fmin	KHz	0.50 0.25	0.44 0.18	0.45 0.20	0.43 0.18	0.36 0.08	0.41 0.10	0.40 0.10	0.43 0.11
Fp	KHz								
Fw	Ms	218 39.6	222 39.2	223 39.7	221 36.8	205 39.0	207 39.6	215 37.0	207 38.0
Fmax-fmean	KHz	0.75	0.76	0.57	0.77	-0.2	0.23	0.48	0.28
Fmax-fmode	KHz	0.39	0.72	0.74	0.59	0.30	0.41	0.31	0.35
Fp/fmax									
Fmin/fmax		0.21	0.19	0.21	0.19	0.14	0.23	0.21	0.24

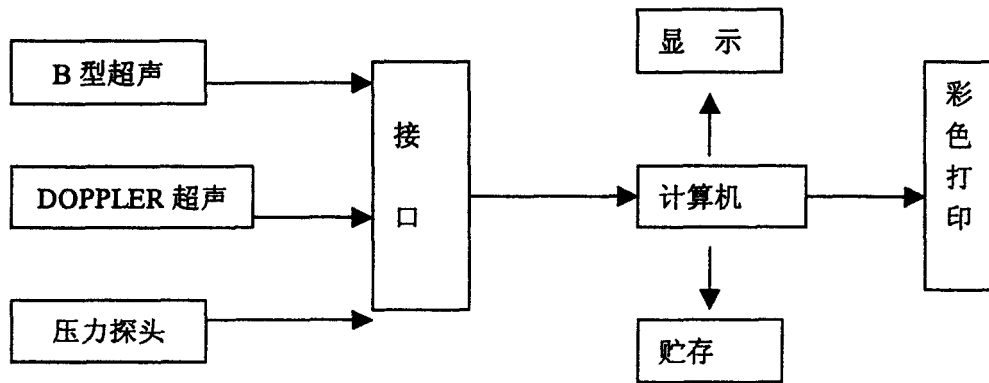


图 1

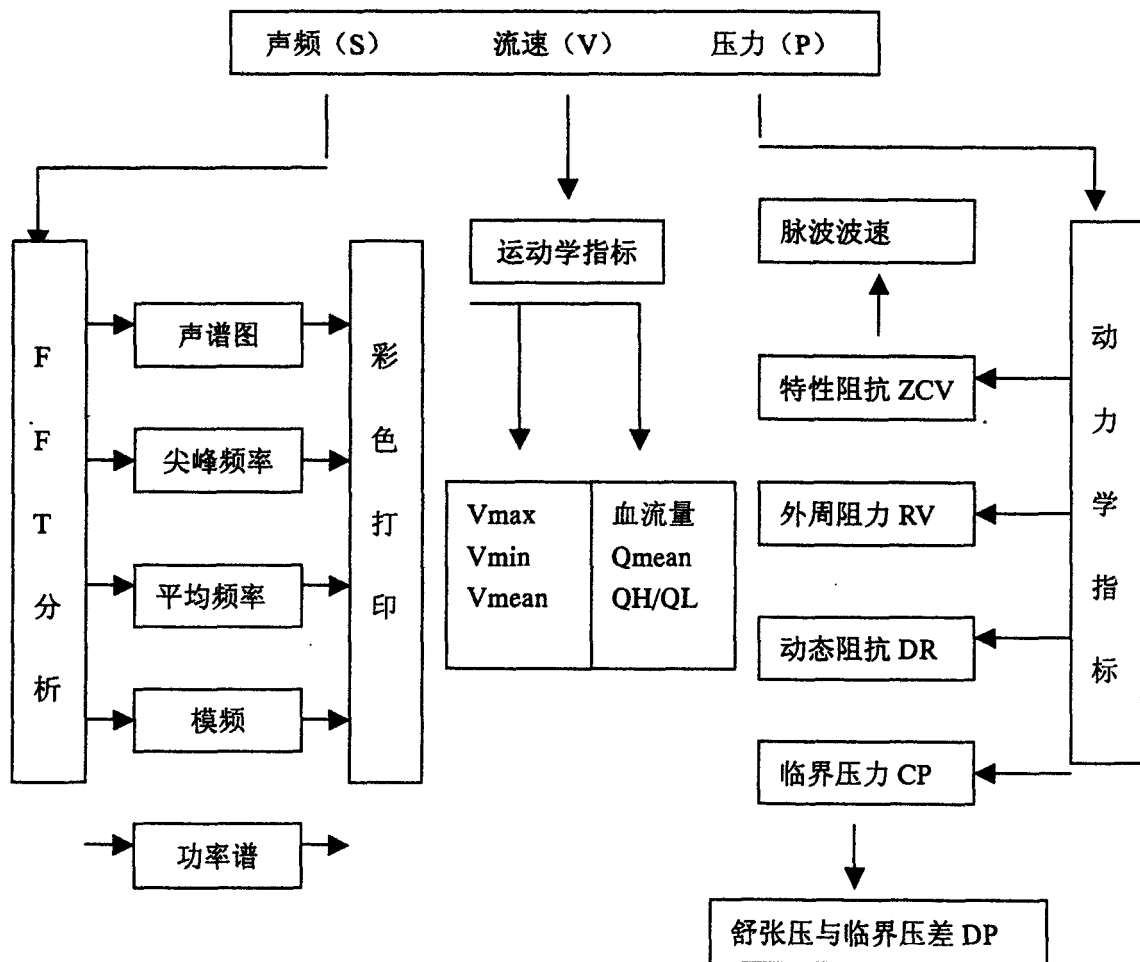


图 2

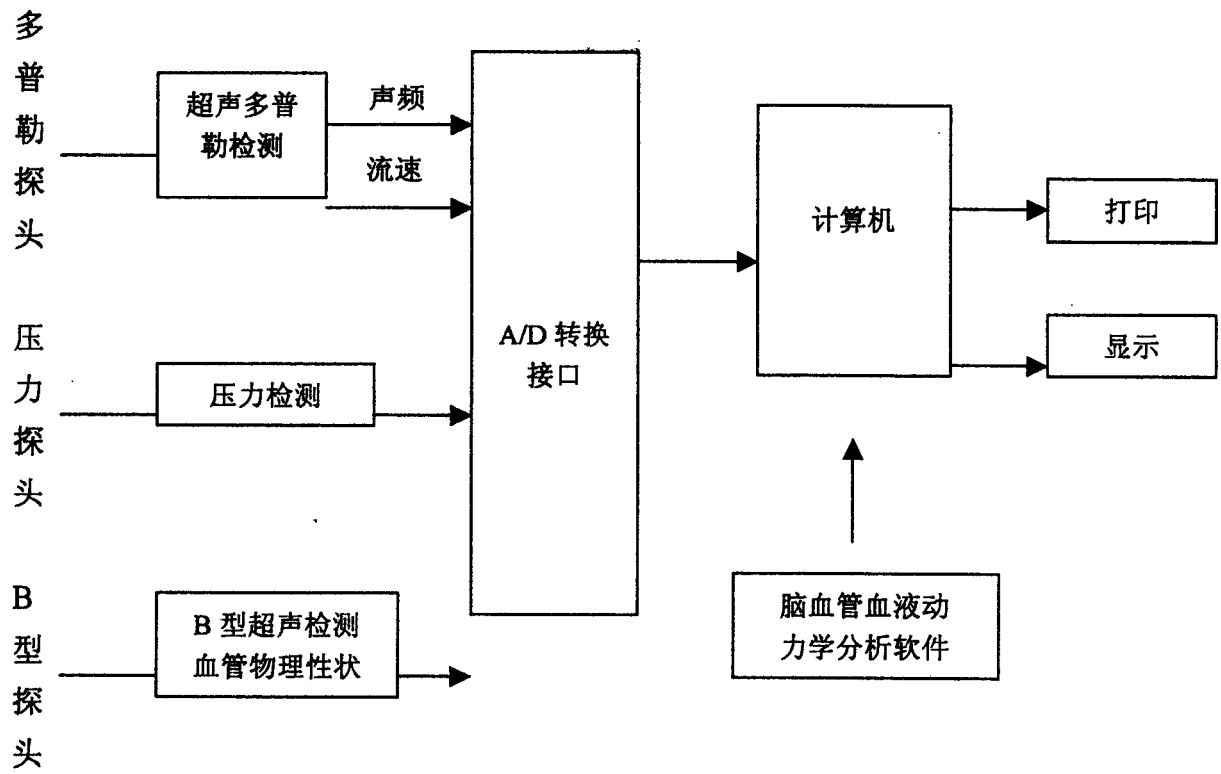


图3

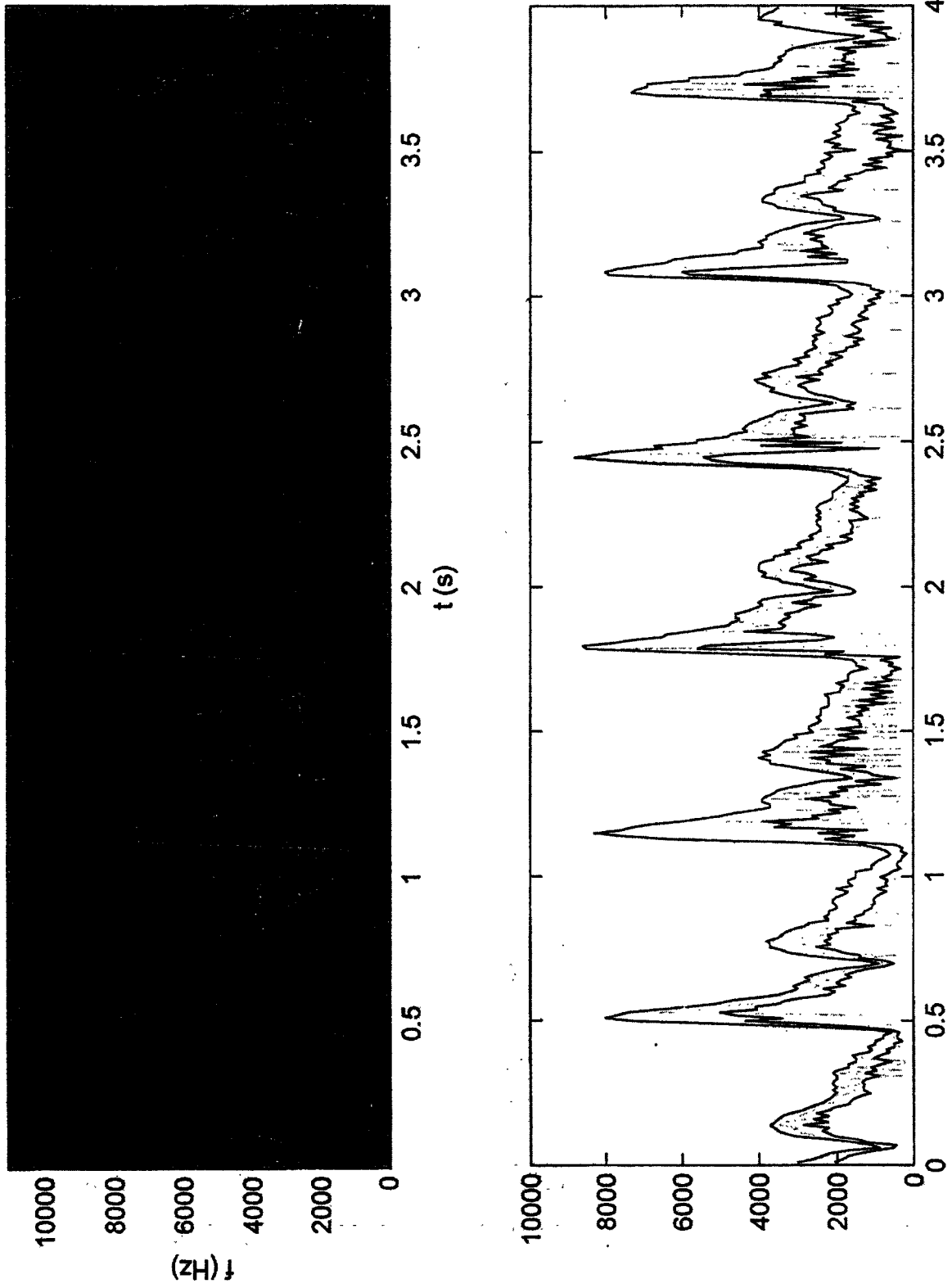


图 4

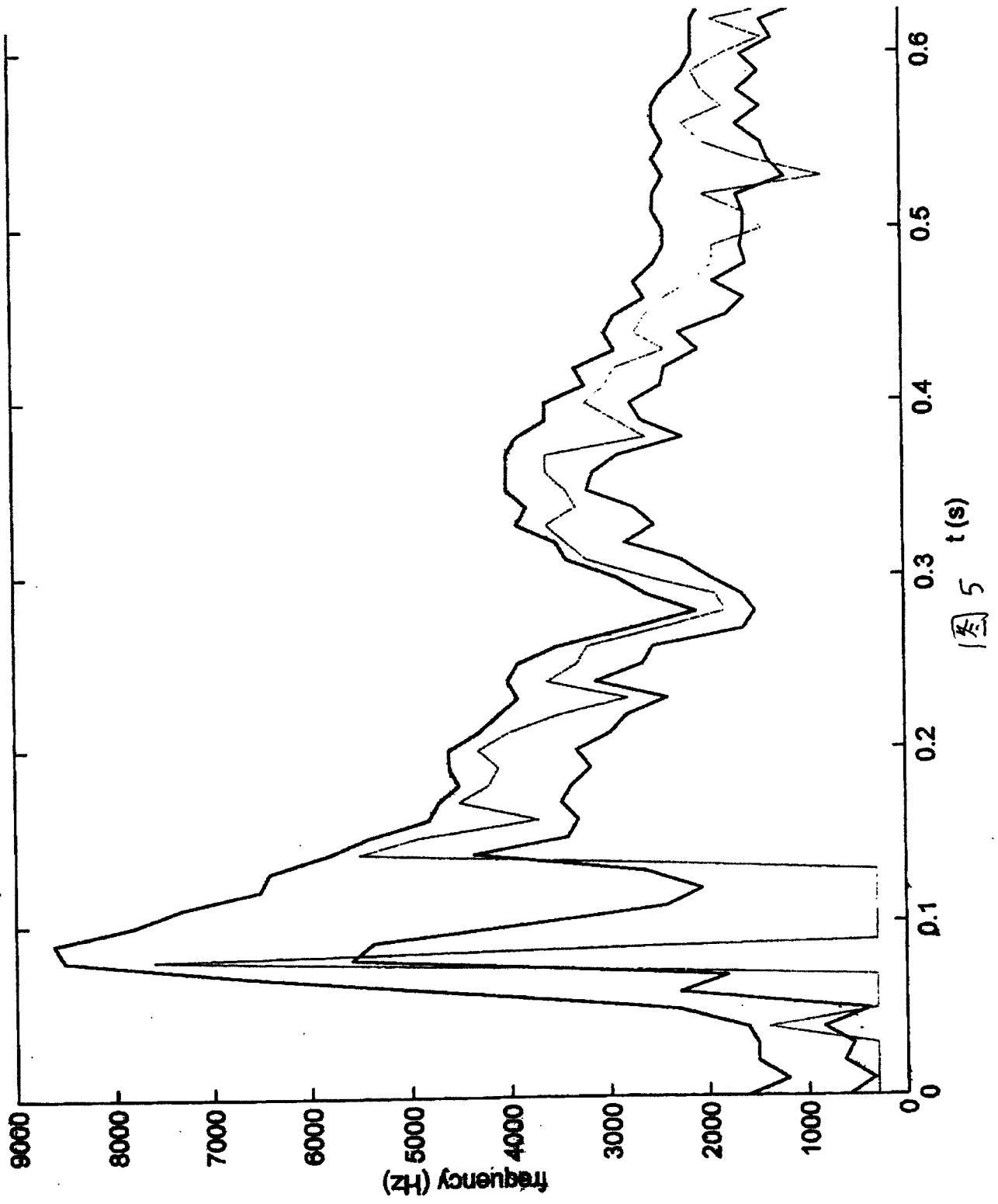


图 5

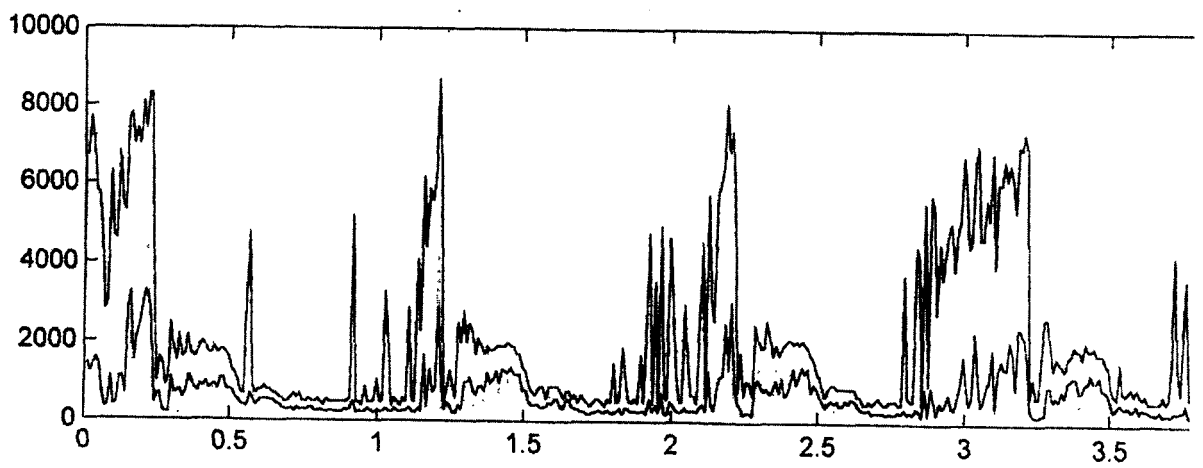
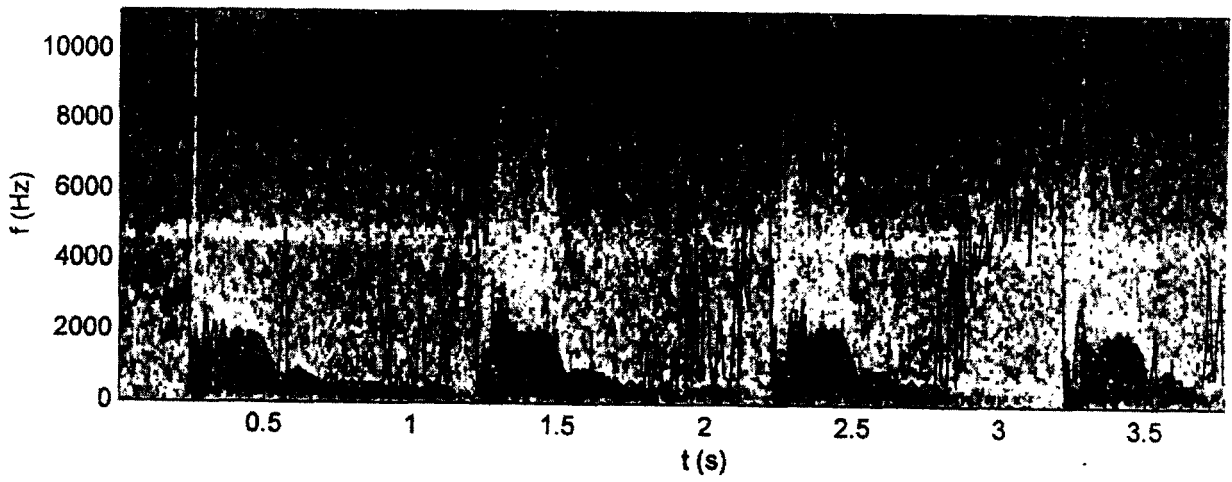
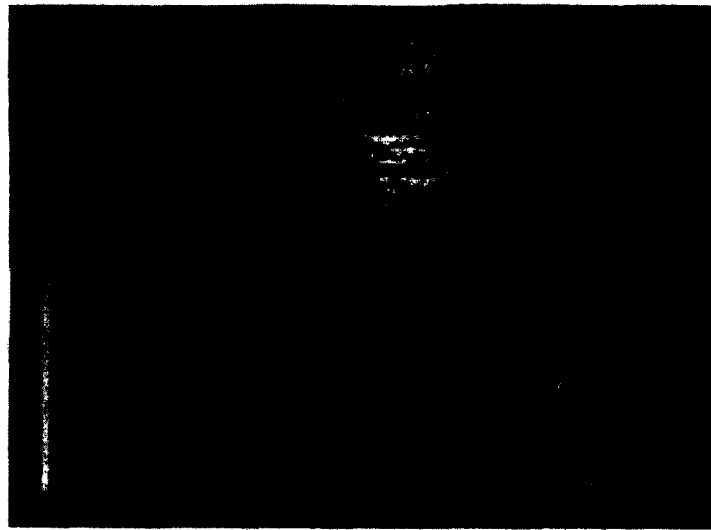


图 6

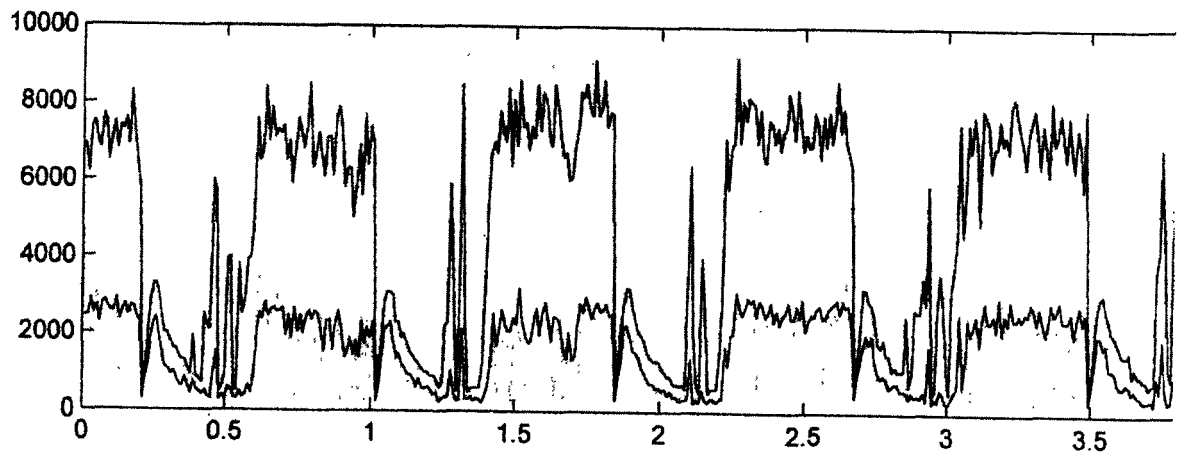
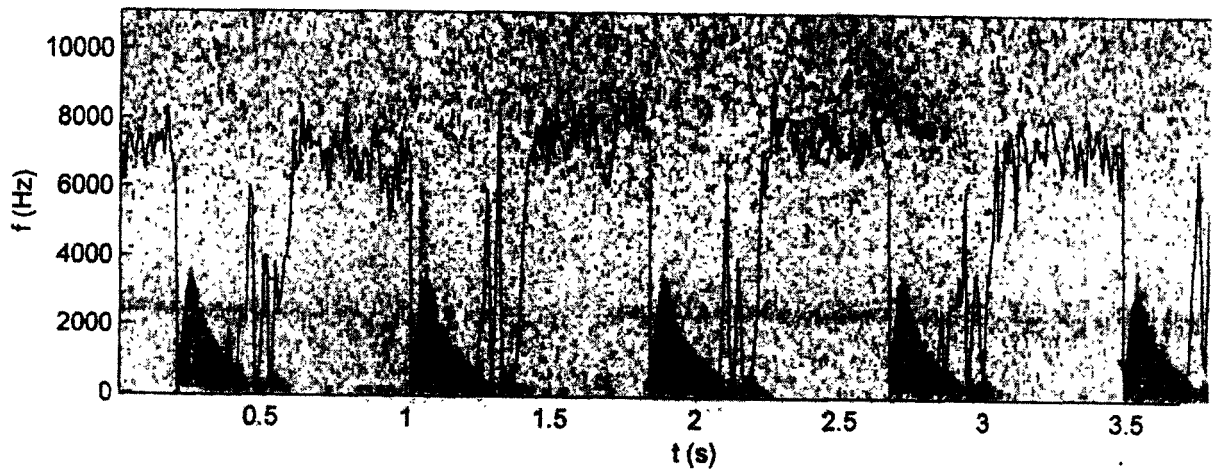
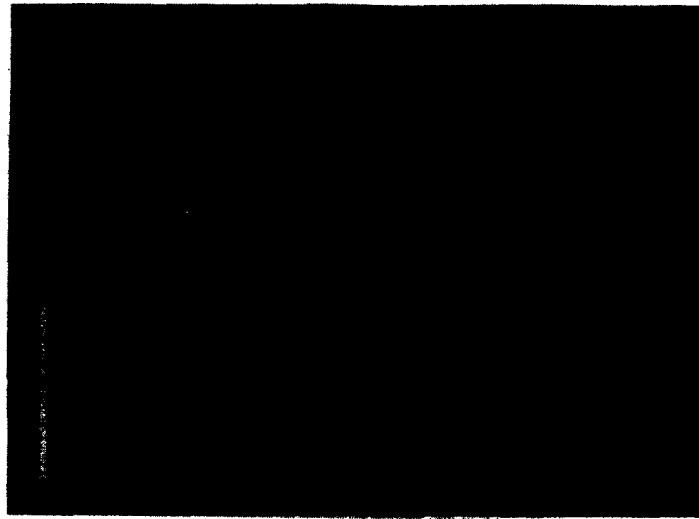


图 7

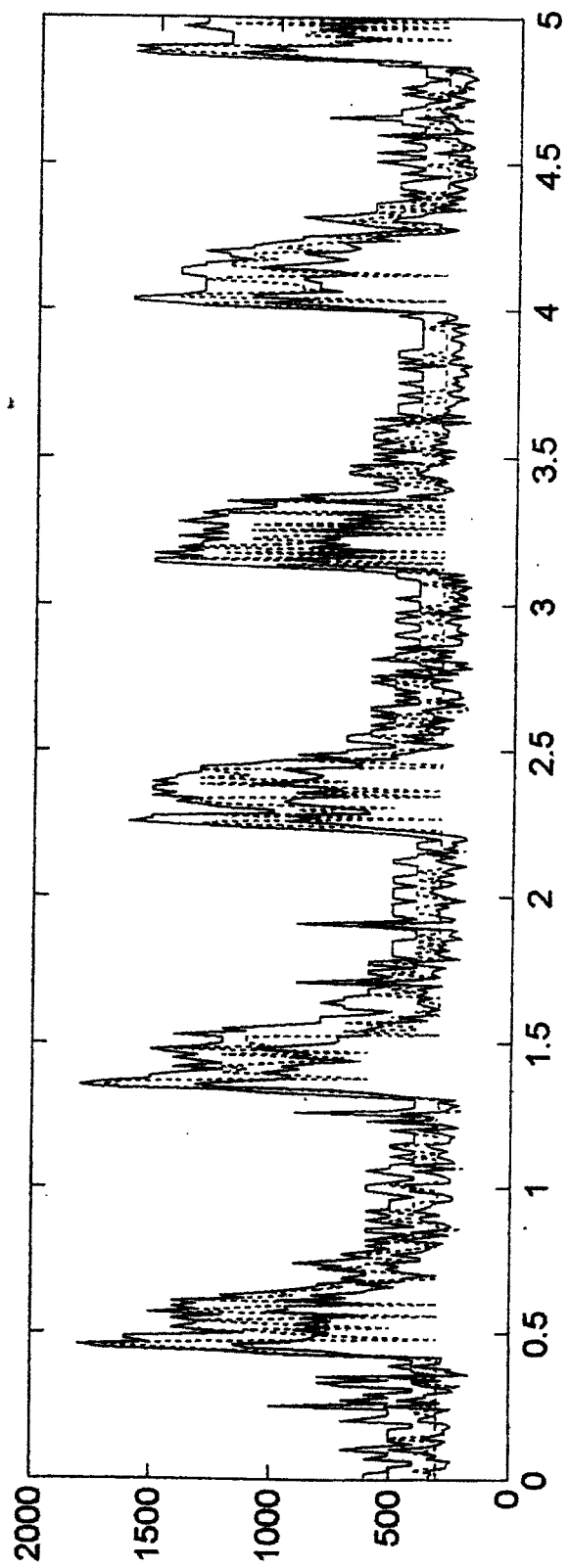
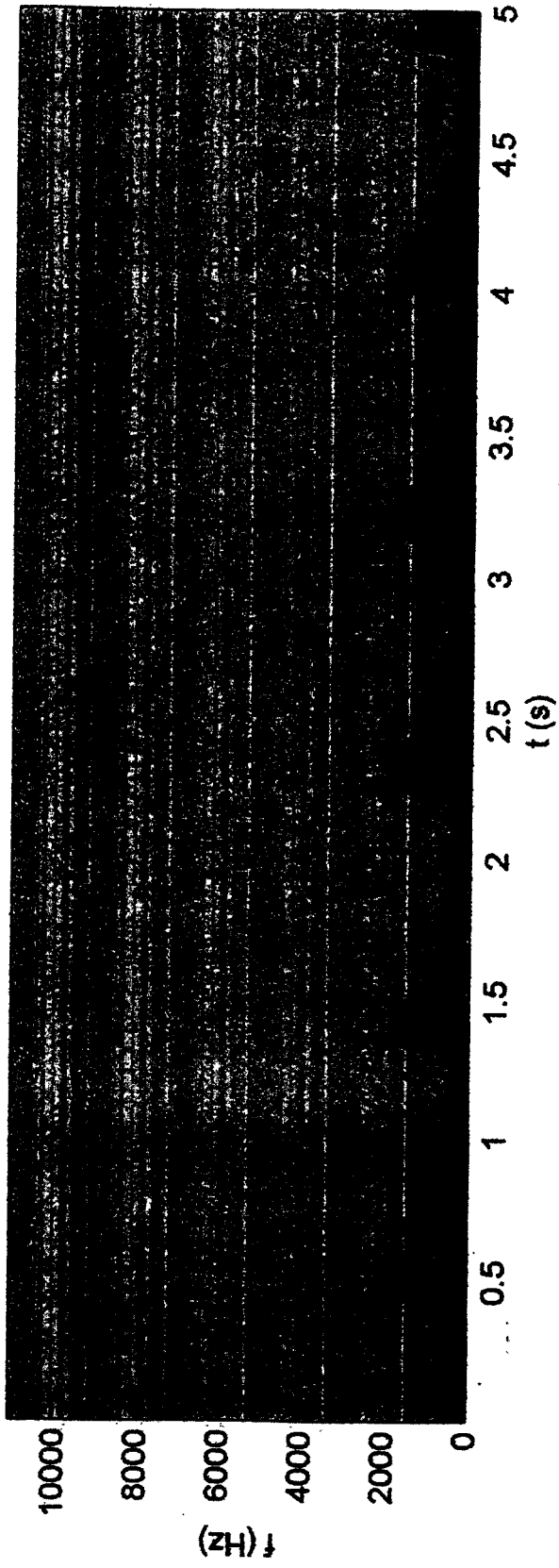
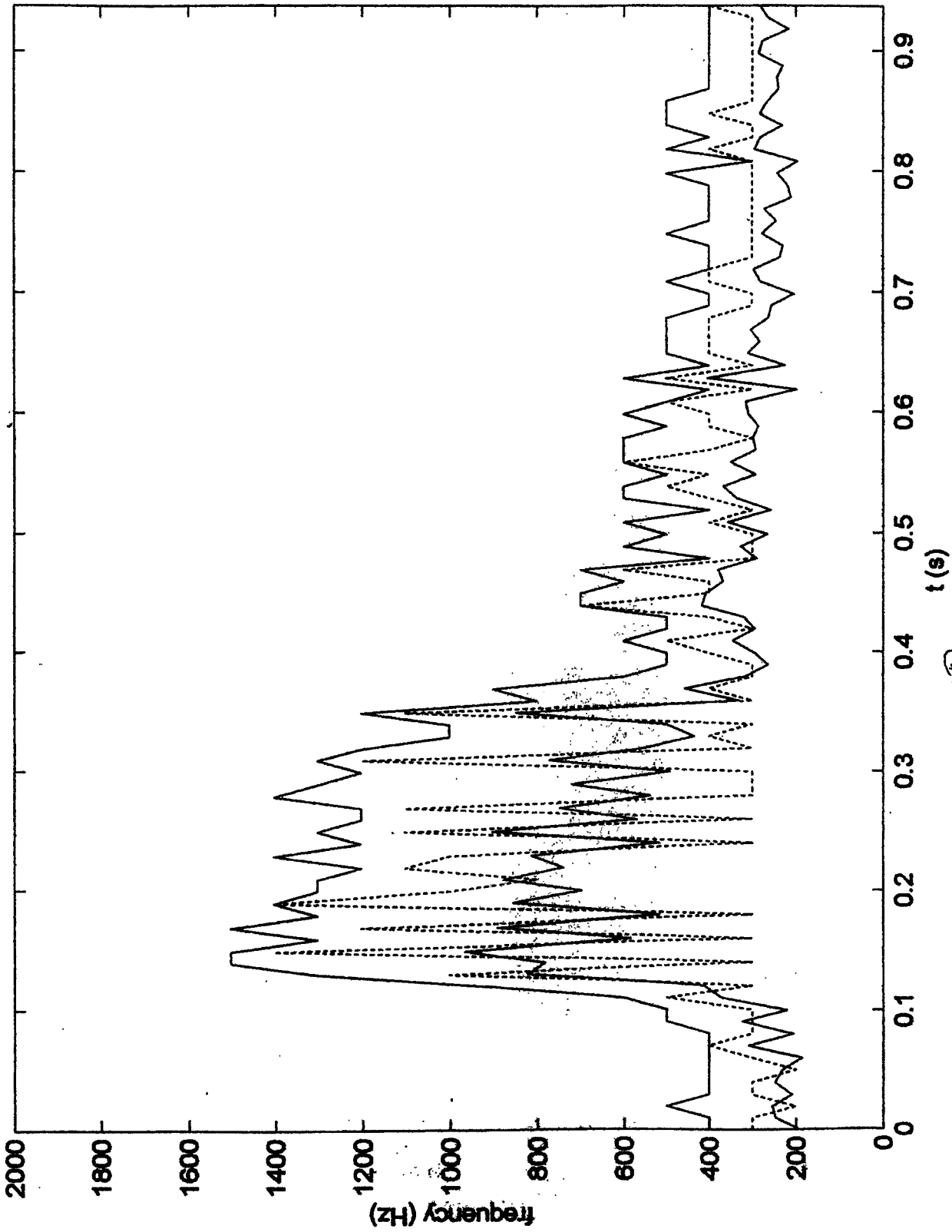


图 6



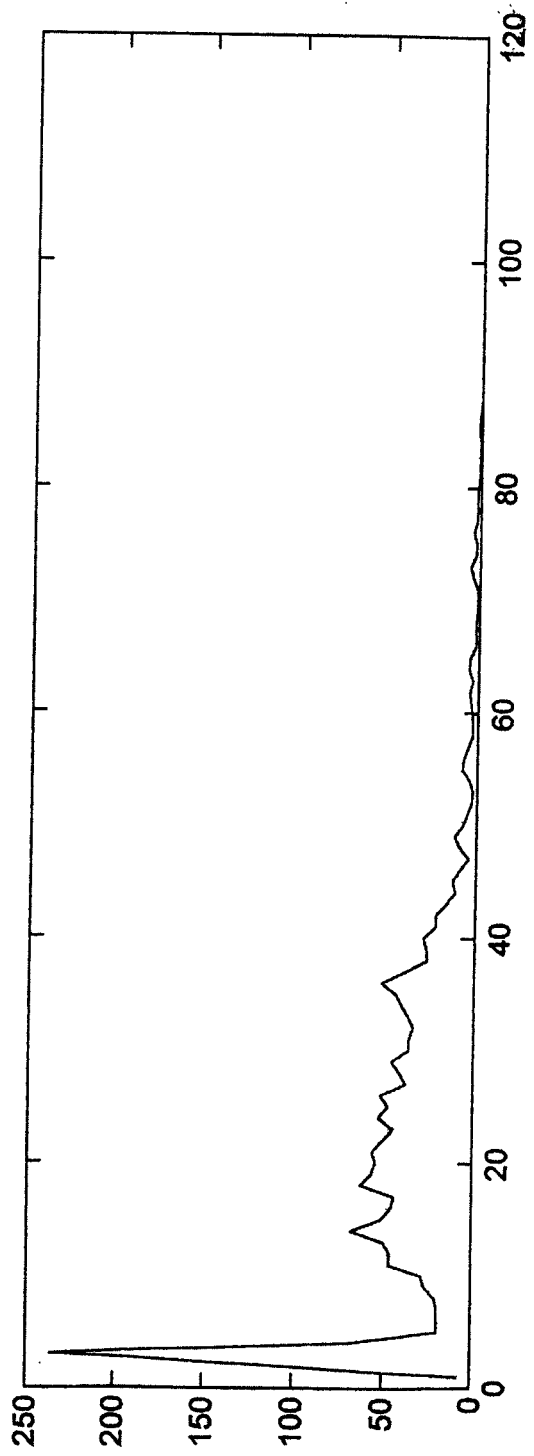
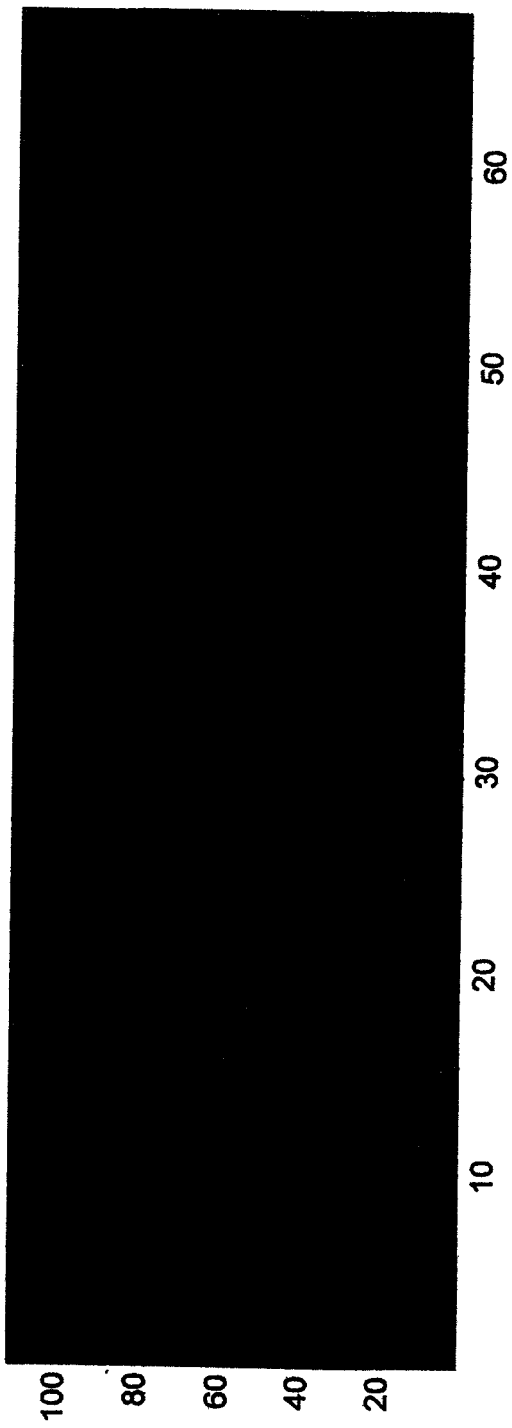
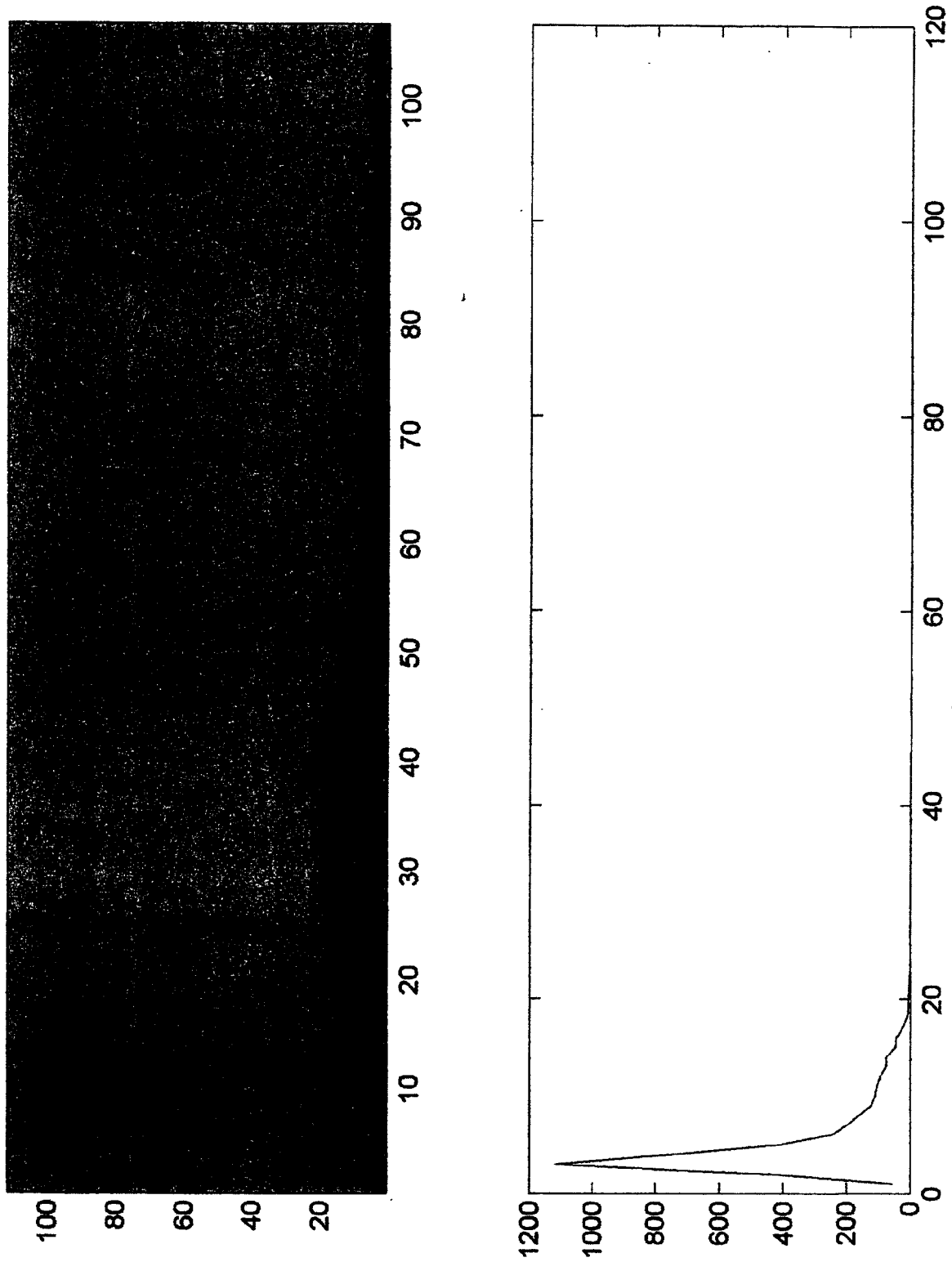


图 10



专利名称(译)	脑血管血液动力学检测方法和仪器		
公开(公告)号	<a href="#">CN1559345A</a>	公开(公告)日	2005-01-05
申请号	CN200410014107.8	申请日	2004-02-20
[标]申请(专利权)人(译)	无锡贝尔森影像技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	无锡贝尔森影像技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	无锡贝尔森影像技术有限公司		
[标]发明人	马卫东 邹年军 张文军 戴建峰 顾爱远		
发明人	马卫东 邹年军 张文军 戴建峰 顾爱远		
IPC分类号	A61B5/021 A61B8/00 G06F17/60		
代理人(译)	陈建和		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

脑血管血液动力学检测方法，是以多普勒探头和B超检测方法同时检测超声多普勒血流速度、B型超声检测血管物理性状，通过管径及血管壁的测量，得流经被检处血管的流量为Q。同时采用压力探头进行血管的压力检测。本发明的特点是：综合检测血管血液动力学指标，对脑血管病的早期诊断，脑血管疾病治疗和药物治疗效用的评估，药物筛选以及对循环生理、病理的研究，特别是对脑血管的预防研究，都有着重要的意义。仪器配合了上述方法的实现。

