

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 5/00

G06F 17/00 G06F 19/00

//159: 00

[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 00124791.3

[43] 公开日 2001 年 8 月 1 日

[11] 公开号 CN 1305774A

[22] 申请日 2000.9.15 [21] 申请号 00124791.3
[30] 优先权
[32] 2000.1.20 [33] CN [31] 00101764.0
[71] 申请人 深圳市辉大科技发展有限公司
地址 518020 广东省深圳市罗湖区太宁路 85 号罗
湖科技大厦 308 室
[72] 发明人 李志明

[74] 专利代理机构 北京元中专利事务所
代理人 王明霞

权利要求书 1 页 说明书 15 页 附图页数 22 页

[54] 发明名称 导纳式血液循环自动检测方法及其用该方法构造的检测仪

[57] 摘要

一种导纳式血液循环自动检测方法及其用该方法构造的检测仪,具体地讲是一种同时对导纳微分环分析和对导纳图的频谱分析而实现的检测方法及其检测仪;本发明提出的导纳微分环和导纳频谱分析综合技术,不但克服了基础阻抗(Z_0)的影响,使其以波幅值为主要指标而派生出的其它各项泵功能指标的重复性稳定和可靠,且可以对波形进行大量化分析;导纳微分环和导纳频谱分析技术的结合运用,使得采用计算机进行快速、准确、定量化检测血液循环程度、扩张速度、流入血流量、动脉弹性及静脉回流阻力等成为可能。

ISSN 1008-4274

权 利 要 求 书

1、一种导纳式血流循环自动检测方法，其特征在于采用适宜的电极从人体的指定部位的导纳，得到 ΔY 并对 ΔY 进行微分得到 dy/dt ，对所得 ΔY 进行数字信号傅立叶变换处理，然后进行功率谱和频谱的绘制，由计算机将绘制的频谱图和计算机中存放的已经得到大量临床验证的频谱图进行比较；在得到 ΔY 、 dy/dt 的同时，设 ΔY 为纵轴，设 dy/dt 为横轴，将其分别投影得到微分环，由计算机将绘制出的微分环的面积进行处理，所述的面积处理分成6个部分，即快速射血相面积、缓慢射血相面积、快速充盈相面积、缓慢充盈相面积、心房收缩相面积和总环面积，将得到的各相面积与计算机中存放的已经得到临床验证的微分环的各相面积比较即可。

2、根据权利要求1所述的方法，其特征在于导出人体特定部位的导纳变化（ ΔY ）曲线采用公式为 $\Delta V = \rho_i L^2 \Delta Y$ 。

3、根据权利要求1或2所述的方法，其特征在于所述的心导纳微分环包括按时间分期划分为五个相，其中：

I相：为收缩射血I相，即从座标原点向右达到射血最大速率后又返回Y轴所包含的区域；

II相为射血II相，即从Y轴向左达到X轴负侧量大值所包含的区域；

III相：为快速充盈相，即指Y轴右侧形成的一个小环；

IV相：为缓慢充盈相，即III相之后Y轴表达式侧最后回到原点所包含的区域；

IV相末尾常有一个左向隆起，称为V相；。

5、根据权利要求1或2所述的方法，其特征在于所述的肺导纳微分环包括：

I相（ZC环）；III相（CO环）；V相（aA环）。

4、根据权利要求1所述的方法，其特征在于设定横坐标代表频率，以纵坐标代表振幅，将导纳波形图分解成任意波形不同频率不同振幅的正弦波投影到频率轴上形成了导纳图的频谱图。

5、根据权利要求1所述的方法，其特征在于取功率为纵坐标绘制成功率谱，即均方自功率谱密度函数，纵座标所取值的单位采用对数值。

6、根据权利要求1所述的方法，其特征在于所述的导纳图的频率密度谱，即任意波形经Fourier变换后，其频率域所表示的图形。

7、一种采用权利要求1所述方法构造的导纳式血流循环自动检测仪，其特征在于首先有一恒流恒压源信号调整电路，在该电路后设置一用来从人体的指定部位获取生理信号接收电路，在接收电路后设置信号滤波和放大电路和A/D转换电路，A/D转换电路设置数字信号再滤波电路和基线调整电路；得到 ΔY 和 ΔY 的微分 dy/dt ，然后将输出信号分成二路；

其中一路得到 ΔY 进行数字信号傅立叶变换处理，然后进行功率谱和频谱的绘制；

另一路则将 ΔY 、 dy/dt 分别投影得到微分环，由计算机将绘制出的微分环的面积进行处理

8、根据权利要求7所述的检测仪，其特征在于所述微分环的相面积分成快速射血相面积、缓慢射血相面积、快速充盈相面积、缓慢充盈相面积、心房收缩相面积和总环面积。

说明书

导纳式血液循环自动检测方法及其检测方法构造的检测仪

本发明涉及的是一种导纳式血液循环自动检测方法及其检测方法构造的检测仪，具体地讲，本发明涉及的是一种采用对导纳微分环分析并结合对导纳图的频谱分析而实现的血液循环检测方法及其检测仪。

现有技术中，类似的检测仪通常阻抗法，但是，阻抗法受人体的基础阻抗的影响较大，使所得到的数据的稳定性和重复性较差的，导致了检测仪的可信度降低。

本发明的目的在于提供一种血液循环导纳式检测方法，具体地讲，是提供一种对导纳微分环分析并结合对导纳图的频谱分析而实现的血液循环检测方法；

本发明的另一个目的在于提供一种采用上述方法构造的检测仪。

本发明的目的可以通过以下手段得以实现，测定指定部位的导纳 ΔY ，然后计算出 dy/dt ，在直角指标上，将 ΔY 和 dy/dt 的波形图合成微分环并对其进行分析，另外，对所得到的导纳图进行频谱分析，将二者的分析结果综合即可。

下面是对本发明的附图的说明，通过附图说明并结合以下的详细描述，可以更清楚地理解本发明，其中：

附图 1 是一个最简单的正弦振动形式。

附图 2 为二个频率 1: 2 的谐振动合成的一周期性振动；

附图 3 为一锯齿形振动分解为一系列谐振动；

附图 4 是以横坐标为频率、纵坐标为振幅的频谱图。

附图 5 本发明所述检测方法的流程图；

附图 6 本发明所述检测仪的方框图；

附图 7 是改变狗的基础阻抗时的心阻抗图、心导纳图及主动脉流量波；

附图 8 是在 Z_0 相差较大时 LI 与 HI 的相关曲线；

附图 9 是在 Z_0 相差较小时 LI 与 HI 的相关曲线；

附图 10 是本发明所述的典型心导纳微分环；

附图 11 是电磁流量计与心导纳环 I 相面积的相关曲线；

附图 12 是心力环与心导纳环环体面积的相关曲线；

附图 13 是肺导纳图电极板设置位置示意图；

附图 14 是肺导纳微分环及波形图；

附图 15 是不同程度心肌缺血时 PEP/LVET 的变化；

附图 16 是不同程度心肌缺血时 LI 的变化；

附图 17 是不同程度心肌缺血时 ADL_{1+2} 指数的变化；

附图 18 是不同程度心肌缺血时 ADL_5 指数的变化；

附图 19 是不同程度心肌缺血时 ADL_5/ADL 指数的变化；

附图 20 是临床病例的心导纳微分环图，其中：(1) - (18) 是心导纳微分环与冠状动脉造影的对照；(19) - (33) 是心导纳微分环在连续观察冠状动脉球束扩张术 (PTCA) 中的作用；

附图 21 是本发明所述的检测仪的导纳阻抗单元电路图；

附图 22 是本发明所述检测仪的信号源单元电路图。

附图 23 是本发明实施例所述心功能检测仪的电原理方框图一；

附图 24 是所述检测仪的 CPU 电路图；

附图 25 是心功能检测仪心电心音电路图；

附图 26 是本发明实施例所述心功能检测仪的导纳阻抗电路图；

附图 27 是本发明实施例所述心功能检测仪的信号源电路图。

下面是对本发明的详细描述，通过以下描述，可以更加清楚地理解本发明。

采用体表阻抗图表示身体某一部位的电阻抗变化，反映了体内某一容积的变化，可用来表示体内物质或功能的改变。

所述的阻抗在数值上相当于通过电流强度为 1 单位时刻物体两端的电势差，此电势差愈大，表明阻抗愈大；阻抗是电阻和电抗的矢量和，即 $Z = \sqrt{R^2 + X^2}$ ；式中“Z”代表阻抗，“R”代表电阻，“X”代表电抗。

当有电流时，电阻是生热元件，称为有功阻抗。电抗是不生热原件，称为无功阻抗；电抗可分为容抗（ X_c ）和感抗（ X_L ）。对于体内物质来说，感抗是可以忽视的（ $X_L \approx 0$ ），而容抗却不可忽略；因为体内含有电容不同的各种物质，处处存在不可忽视的电容。而 X_c 又与通电频率有关，即 $X_c = 1 / \omega C = 1 / 2 \pi f C$ （式中 ω 代表圆频率， ω 和通电频率（f）之间的关系为 $\omega = 2 \pi f$ ，C 代表电容）。

由此可知，当通电频率足够大时（正常选用 20—100KHZ 之间） $X_c \approx 0$ ，这就是说，当通电频率相当高时，对于人体 $Z = \sqrt{R^2 + 0} = R$ ，即可以把体内物质的阻抗看成只是由纯电阻构成的，容抗可以忽略不计，根据这一原理，把机体作为电阻，输出适当频率和强度（10—100KHZ，0.5—4mA）的恒定电流通过被测组织，拾取这段组织的电阻变化信号，即可代表该组织的阻抗变化。

由于电压和电流恒定，阻抗只与该组织的长度（L）横截面积（A）和电阻率（ ρ ）有关，即 $Z = R = \rho L / A$ 。

不同组织的电阻率值是不一样的，血液的 ρ 值最小，当被测组织内含血量增加时，阻抗便减小，反之亦然，因此，测量该组织阻抗的变化能反映这段组织内血量的变化。

测定人体阻抗选取用的频率一般是在 20—100KHz 之间，频率如果太低，容易产生刺激和激化作用，不利于提高电流强度，以增加信噪比，频率如果太高，又容易使体内产生较多的热量。

假设一充满血流的血管为圆柱体导体，其长度为 L，横截面积为 A，容积为 V，轴向阻抗为 R，电阻率为 ρ ，在长度不变的条件下，电阻抗与容积之间的变化关系可以根据电阻公式并求一阶导数给出。

$$\text{即： } R = \rho L / A = \rho L^2 / V$$

$$\text{求导数： } dR/dV = -\rho L^2 / V^2$$

$$\text{并且： } V = \rho L^2 / R \quad dV = -\rho L^2 dR / R^2 \quad (1-1)$$

对于交流电，设阻抗为 Z，则应为

$$dV = -\rho L^2 dZ / Z^2 \quad (1-2)$$

（1-1）与（1-2）是阻抗图容积理论的最基本公式，它们表示圆柱形导体的体积改变和阻抗改变之间的关系，表明体积改变量与原体积的比值和阻抗改变量与阻抗的比值是相等的，当体积增大时，阻抗减小（注意式中符号）。

将阻抗对时间求一阶导数（ dz/dt ）即可表示阻抗的变化速度，并可用来反映体内某一容积（如血管容积）的变化速率，称为阻抗一阶导数图或阻抗微分图。

如果结合 Windkessel 模型来分析这个问题，因为一段血管容积的瞬时增量是由同时进入这段血管的瞬时血量来维持的，所以血管容积的变化速率实际上同进入这段血管的血流量（Q）是相等的，因此可以认为阻抗微分图反映的是血管中的瞬时流量的变化。用于这种目的的阻抗图，习惯上又常称之为血流图（Rheogram）。

阻抗图（ ΔZ ）的上升之处，见附图 21，因在较短的时间内阻抗的变化很大，表明血管容积的变化速率也很大。与之相对应，在阻抗微分图（ dz/dt ）上出现一度很大的 Z 波，这个 Z 波幅度称为（ $dz/dt|_{\max}$ ），可以表示血管的最大扩张速度，反映充盈血管的最大瞬时流量。因此在血管开始回缩时，阻抗图从峰点下降，在阻抗微分图上出现 X 波，

其幅度可以代表血管回缩速度；当血管在扩张时，在阻抗图切迹后形成重搏波后的上升支在阻抗微分图上出现与之相对应的 O 波，它的幅度可以代表血管的再扩张速度；最后，在血管缓慢的再缩小过程中，阻抗图形成重搏波后的下降支，在微分图上出现幅度较小的 S 波，它表示血管的再缩小速度。

Z、X、O、S 四个波是阻抗微分图(见附图 21)上的四个主要部分。在 S、Z 之间有时会出现一个波，称之为 A 波，它与心房收缩射血有关，如果 Z 波幅度增大，即表示血管扩张速度较快，如果 S 波幅度增大，则表示血管再缩小速度较快。

总之，如果说阻抗图可以代表容积改变的话，阻抗微分图则可以代表血管容积改变的速率，从而可以代表通过血管模截面的瞬时流量的变化情况，因此，依靠分析阻抗微分图的波形改变，可以间接的了解血流情况。

电导纳图是在电阻抗图的基础上发展起来的，导纳图技术是用测定体表两点之间的导纳变化来反映体内物质或功能方面的情况，以探测生物信息，与阻抗图比较，利用导纳图测量血管容积变化公式严密，不需要测基础阻抗，并且便于遥测，因而有明显的优点；特别是导纳图及其微分图波幅的大小，不像阻抗图及其微分图那样受基础阻抗大小的严重影响。因此对于以波幅作为参量的一些测量方法，导纳图技术要比阻抗图技术更好。

根据物理学定义，导纳 (Y) 是阻抗 (Z) 的倒数，即：

$$Y=1/Z \quad (2-1)$$

如果不考虑电容和电感的存在，假设导纳只是由电导 (G) 形成的，则：

$$Y=G=1/R \quad (2-2)$$

式 (2-1) 和 (2-2) 中阻抗和电阻 (R) 的单位皆取欧姆 (Ω)，而导纳和电导的单位为西门子 (S)

如图 34 所示，设有一导电均匀、长度不变的圆柱体，长度为 L，横截面积为 A，电阻率为 ρ ，由电阻公式可知：

$$R=\rho L/A=\rho L^2/V$$

$$G=V/\rho L^2$$

也就是：

$$Y=V/\rho L^2; V=\rho L^2 Y \quad (2-3)$$

假设 ρ 和 L 都是不变的，而 Y 随 V 而变，则： $\Delta V=\rho L^2 \Delta Y$ ，如果用求导数的方法计算，则可得出：

$$dV=\rho L^2 dY \quad (2-4)$$

式 (2-3) 和 (2-4) 是导纳最基本的公式，和阻抗图技术一样，导纳图的测量也是不能把电极直接放在血管上的，采用体表电极时，就必须考虑血管外的其它因素，因此在分析导纳图的测量原理时，也需要使用并联模型。

根据圆柱体并联模型，设 G_1 为血管的电导， G_2 为血管外其它组织的等效电导，而 Y_0 为它们并联结果的电导，即基础导纳。并设 G_3 为血管扩张所出现的电导，这部分电导与基础导纳并联的结果即总导纳为 Y_0 。

$$\text{则：} Y_0=G_1+G_2= A_1/\rho_1 L + A_2/\rho_2 L; \quad (a)$$

$$Y=Y_0+G_3= Y_0 + \Delta A/\rho_1 L; \quad (b)$$

式 (a) 和 (b) 中 ρ_1 代表血液的电阻率， ρ_2 为血管外其他组织的等效电阻率， A_1 为血管的横截面积， A_2 为血管外其它组织的横截面积， ΔA 为血管的扩张面积，L 为圆柱体模型的长度。

$$\text{由式 (b) 可得：} \Delta Y=Y-Y_0= \Delta A/\rho_1 L = \Delta V/\rho_1 L^2;$$

$$\Delta V=\rho_1 L^2 \Delta Y \quad (2-5)$$

所以式 (2-5) 在形式上同式 (2-3) 相同，但两式所代表的意义已不完全一样。式 (2-3)

是单一圆柱体模型，或者说单一血管的。式(2-5)是并联模型的，或者说除了血管外还有其它组织的，不过假定其它组织的导纳不变。两式虽然含义不同，但形式完全一样，计算结果一致。

如果同阻抗图的计算公式对照一下，可以看出阻抗图与导纳图的算式不同。单一血管的阻抗图公式与并联模型的阻抗图公式在形式上也是不同的：

单一血管圆柱体模型公式为： $\Delta V = -\rho_1 L^2 \Delta Z / Z^2$

而并联模型的公式为： $\Delta V = -\rho_1 L^2 \Delta Z / \Delta Z_0^2$

两式比较， Z 是血管本身的圆柱体模型阻抗，而 Z_0 是包含血管外其它组织在内的并联模型的基础阻抗， $Z \neq Z_0$ 。两式符号不同，所含因子不同，计算结果也不一致。

上述推导和对比表明，根据并联模型来分析，导纳图的计算公式比阻抗图的计算公式更为严密合理，适于实际应用。式中不含 Z_0 与 Y_0 项。误差较小；因此，本发明的研究人员认为，在以图上的波幅和纵轴大小作为参数来分析血管和血流的情况的话，导纳图和导纳微分图显然比阻抗图和阻抗微分图更为合理。

虽然导纳图的检测结果比较阻抗图较少受基础阻抗的影响，但是进一步的研究表明，导纳微分环的相组成和形状面积的变化与人体器官病变以及血流的变化有着密切的关联，下面的内容同样证明了肺、心导纳微分环与对应器官病变的相关程度，而这种较高的关联程度结合现有技术中的其他手段，例如采用计算机对各相面积的计算、对微分环特定部位的切线分析、某特定形状在统计意义上有关联的对应的临床症状等等，就可以构成了本发明所述方法的基础，另外，由于导纳图频谱分析的引入，使得定量化分析成为现实。

导纳变化 (ΔY) 曲线实际是一个反映血管容积变化的曲线，此曲线与血流量并无直接关系。

根据导纳微分理论，可以得到导纳变化对时间的一阶导数曲线，即导纳变化速度曲线 (dy/dt) (见图 5)。

从图 5 中可看出，曲线处在 0 点时正好在基线上，因为此基线是变化速度为 0 的一条线，所以 0 点的变化速度为 0；当曲线上升至 1 点时，此时导纳的增大变化速度达到最大 ($dy/dt|_{\max}$)，表明此时血管扩张达到最大速度，当曲线下降至 2 点时，此时的导纳变化速度为 0，即血管已扩张达到最大程度；当曲线下降至基线以下的 3 点时，此时导纳的减小速度变化达到最大值，表明血管回缩速度达到最大值；当曲线再次上升至 4 点时，此时导纳变化速度为零，表示血管回缩达到最大程度；当曲线再次上升到 5 点时，此时导纳再次增大的变化速度达到最大值，表明血管再次扩张的变化速度达到最大值；当曲线再次下降至 6 点时，此时导纳变化速度为零，表明血管再次扩张至最大程度；当曲线继续下降至 7 点时，此时导纳再次减小的速度达到最大值，表明血管再次回缩速度达到最大值；当曲线恢复至 8 点时，此时导纳变化速度为零，表明血管已回缩时扩张前状态。

导纳的变化速度曲线 (dy/dt) 与血流量间有较密切的联系，因为血管容积的变化速度与单位时间内通过该血管横截面积的血流量是呈正比的。

为了综合反映血管的容积变化与容积变化速率，我们将 ΔY 与 dy/dt 两条曲线送入由计算机建立的直角坐标系中的 X 轴与 Y 轴，可以得到图 10 的图形。

下面就心导纳微分环进行分析，采用的心导纳微分环技术，反映泵功能、左室动态顺应性、左心前负荷，而且其 I 相的形态与冠状动脉血流量关系密切。

300 多例的冠状动脉造影对照和 PTCA 连续观察证实，I 相的形态改变与冠状动脉狭窄的符合率高达 87.3%，这对于早期发现与防治冠心病并制止其发展有着重要的临床意义。

通过大量的实验和对照，本发明的研究人员发现由 ΔY 和 dY/dt 所合成的导纳微分环

与血流间关系更加密切。我们将(Y输入由计算机建立直角坐标系中的Y轴,将 (dY/dt) 输入X轴,可合成心导纳微分环(见图10)。

图10中所示为心导纳微分环,可将环体按时间间期划分为五个相。

I相:为收缩射血I相,即从座标原点向右达到射血最大速率后又返回Y轴所包含的区域。此相面积反映心室射血速率的射血量的大小,即射血速率快,射血量大则面积大;反之,则面积小。所以该相是反映左室泵功能的直观可靠指标。

本发明的研究人员在动物实验中观察到(见图11),通过电磁流量计测得的主动脉流量与I相面积的相关系数在0.803-0.957之间,可见I相对反映左室泵功能是非常敏感和可靠的。

II相:为射血II相,即从Y轴向左达到X轴负侧量大值所包含的区域。该相可认为是缓慢射血相,I相和II相面积之和为左室射血相。

III相:为快速充盈相,即指Y轴右侧形成的一个小环。此相主要反映快速充盈速率大小与快速充盈血流量的多少。当心室的主动舒张能力减弱时,该相面积明显增大,在实验性心肌损伤的动物,III相面积甚至大于I相面积,这主要是由于心肌操作后心肌收缩能力及历史意义功能下降,I相面积明显减小,而心肌主动舒张能力明显减弱又造成III面积增大所致。所以III相是反映左室主动舒张能力(即动态顺应性)的敏感可靠指标。

IV相:为缓慢充盈相,即III相之后Y轴表达式侧最后回到原点所包含的区域,此相主要反映左室被动舒张即静态顺应性。

V相:特别值得提出的IV相末尾常有一个左向隆起,称为V相,此相为心房收缩相,当左房压力增高或容量增大时,该相面积明显向左扩大。

以上五个相在临床上具有重要的意义,因为它不仅能直观的反映左室泵功能(I相与II相面积),可反映左室主动舒张能力(III相)及前负荷(V相);当心功能早期改变未影响到泵衰竭时,III相与V相即可出现明显改变,这对于早期观察与辨别心功能改变,及时采取预防和治疗措施有着重要的临床价值,因为心功能的早期改变往往表现为舒张功能减退和前负荷增大。

利用心导管直接测定左室压力变化(ΔP)及容积变化(ΔV),并通过压力容积形成的P-V环(心力环)评定心肌收缩性能与泵功能是一种传统的较为可靠的方法。

本发明的研究人员在动物实验中同步采集心力环和导纳微分环,并应用正性变力药物和负性变力药物,边续观察两种环面积随药物作用的变化规律(见图12),图12中表示心力环和心导纳微分环面积随着药物作用而变化的相关系数在0.832-0.984之间。

肺导纳微分环——由于左心功能的早期改变多出现左心前负荷的增大,而左房压力与容积的变化又和肺循环密切相关,因此检测肺导纳图有着非常重要的临床意义。

肺导纳图和肺导纳微分环不仅能判断右心功能,近几年有大量的文献报导它对先心病、瓣膜病(尤其是二尖瓣病变)、冠心病及心肌病均有重要的参考价值,而且左心功能的早期改变常合并右心功能的改变。

所述的肺导纳图的检测方法,检测肺导纳图的电极常用2*3cm的银铜片状电极,共四块,其中两块为电源电极,两块为测量电极;测量电极与电源电极的距离保持在2.5cm以上;测量电极的放置部位见图13;图中,前一块测量电极置右胸前部右锁骨中线外第二肋骨下缘,另外一块测量电极则置于右背部肩胛线平第八胸椎处。前后电极可用小沙袋挤压固定,也可采用一次性粘贴电极。

肺导纳微分环图及其利用相同的原理(心导纳微分环)所测图形见图14。

肺导纳微分环的临床意义

I相(ZC环)该相主要反映肺动脉的扩张速度及扩张程度;I相面积增大常见于;各种肺动脉瓣口狭窄、各种肺动脉高压、心外血液分流、心肌炎、心功能减退、心

包疾病、肺血管硬化或阻塞、肺气肿、胸腔积液、积血、积气、胸腔严重畸形、肿瘤等。

III 相 (CO 环), 各种肺静脉容量增加 (二尖瓣病变, 左心失代偿等前负荷增时) 时增大, 多数是由于 ZC 环的减小而使 CO 环相对增大。

V 相 (aA 环), 此相的面积大小取决于左心房的收缩力量及肺静脉内产生容量波动的条件。

在左心功能不全、二尖瓣病变的早期、肺静脉内容量增加且明显扩张时、各种原因的左房增大、巨大右心房伴有房间隔缺损时, 会导致 aA 环异常增大。

老年人肺血管改变如硬化等, V 相面积减小。

二尖瓣病变较重导致肺淤血终至产生高压, 左心房收缩时已不易在此高压中产生波动时、肺气肿或肺心病患者 aA 环减小, 甚至消失。

幅值指标的意义,

a 波高度 (ha): 从基线到 a 波顶点的幅值;

c 波高度 (hc): 从基线到 c 波顶点的幅值;

主波高度 (hz): 从基线到 z 顶点的幅值;

根据幅值及其比值结合临床对左心前负荷得出以下标准:

I 级: 前负荷正常。Ha/hz<30%, hc/hz>65%;

II 级: 前负荷轻度增大。ha/hz>30%, hc/hz>65%;

III 级: 前负荷中度增大。ha/hz>50%, hc/hz>65%;

IV 级: 前负荷重度增大, ha/hz>80%, hc/hz>100%;

V 级: 前负荷极重度增大。ha/hz>100%, hc/hz>120%;

心导纳微分环在判别与诊断心脏泵功能、早期舒张功能及左室前负荷方面的重要意义和可靠性方面, 前面已经做了说明。

研究表明, 心导纳微分环除以上临床价值外, 还有一个非常重要、非常有价值的功能, 那就是早期发现冠状动脉狭窄。

众所周知, 冠心病的心病率及死亡率已跃为当代世界人类各类疾病之首, 冠状动脉病变的早期发现与治疗对人类健康有着不容置疑的作用。但传统诊断冠状动脉病变及狭窄部位与程度的确定常依赖冠状动脉造影术, 而早期冠状动脉疾病常无自觉症状和临床症状, 难以通过一个简便而有效的方法去发现, 心导纳微分环技术的问世无疑给冠心病患者带来了福音。

如前所述, 心导纳微分环按心动周期限的时相关系可划分为五个相, 其中 I 相由 Y 轴右侧的离心支与归心支构成, 正常人离心支和归心支均非常光滑。

在 5000 例正常人体中有 85% 以上均显光滑, 其中 15% 左右在 I 相离心支起点有切迹出现; 在离心支与归心支出现切迹的人群中通过临床冠状动脉造影, 心肌核素显像、B 超及心电图合并实验室检查证实其中 80% 有冠状动脉病变的显著征象, 另外 20% 人群中心肌病患者占 9.4%, LBBB 与 RBBB 占 6.3%; 室壁瘤患者占 1.7%; 其余 2.6% 为正常人, 但正常人如追查其病史, 多数有病毒性心肌炎的历史。

根据以上情况和提示, 本发明的研究人员认为 I 相离心支与归心支切迹可能与冠状动脉病变有一定的特异性, 于是我们进行了犬动物实验。

将犬开胸后分离其左冠状动脉回旋支的纯缘支及前降支第一、二、三四分支, 并依次进行夹闭, 每次夹闭持续 20 分钟, 数据采集控制在夹闭前, 10 分钟、20 分钟后, 结果见表 1。

表 1 中 A 表示夹闭冠状脉前所测各项值的均值±标准差, B 表示夹闭左冠纯缘支后所测各项值的均值±标准差; C、D、E、F 分别表示前降支的第一、二、三、四分支。

从表 1 中所测值可以看出, 开胸后心导纳微分环所测值就有几项开胸后胸腔负压明显变小, 导致回流阻力升高所致。从夹闭左冠各分支后出现变化的指标就愈来愈多。

我们已经知道 ADL 是由 ΔY 与 dY/dt 两个参量合成的。前者主要反映主动脉的扩张程度，后者则与心室射血量有关，因为左室射血时跨主动脉瓣流量与主动脉的扩张速度密切相关。ADL 的五个相均与心动周期中心脏的血流动力学有关，I 相与 II 相主要反映左室收缩射血；III 相主要反映左室早期舒张时心室的动态顺应性，IV 相则主要反映左室的晚期舒张功能即静态顺应性，但此项与心率呈明显负相关；V 相则主要反映左房容积与压力亦即左心前负荷。

本实验在依次夹闭左冠状动脉各分支时造成不同程度的心肌供血减少，由于心肌供血有区域性特点，因此，当一支冠状动脉闭塞时，必然造成部份区域的心肌供血中断，而造成收缩协调性差（I 相离心支或归心支出现形态改变）。

随着夹闭支数的增加，心肌缺血逐渐加重，则表现为左室动态顺应性下降（III 相面积增大），左心前负荷增大（V 相面积及 V 相面积与 ADL 总面积比值均增大）。

从图 15-19 中均可见随着心肌缺血程度的加重，PEP/LVET 比值较大；LI 减小，I+II 相面积减小；V 相面积增大；V 相面积与 ADL 总面积比值亦增大。

另外，从表 2 可见，当夹闭左冠状动脉纯缘支时 ADL 就有 75% 的例次发生变化。表现为 I 相离心支切迹，V 相面积增大 ($P < 0.01$)，而 ECG 无一例出现改变，当夹闭至冠状动脉前降支第一分支时，ADL 有 78% 的例次出现变化，而 ECG 仍无任何改变；以后随着夹闭支数的增加 ADL 各指标变化的例次亦增加，至前降支第三分支时，ADL 每个例次均出现各指标明显改变 (100%)，表现为 I 相离心支切迹，V 相面积增大 ($P < 0.01$)，而 ECG 只有 56% 的例次出现改变，以后随着夹闭支数的增多 ADL 各指标变化亦为 I 相离心支或归心支切迹，I+II 相面积减小 ($P < 0.01$)，V 相面积及 V 相与 ADL 总面积比值均减小 ($P < 0.01$)，PEP/LVET 比值增大 ($P < 0.01$)。

而 ECG 则主要表现为 T 波低平；当夹闭至前降支第四分支时，ECG 才出现 78% 例次的明显改变，表现为 T 波低平，ST 段下移并出现室性早搏，此种改变持续至 10-30 分钟时，大部分会因心室颤动而死亡。

由此可见，ADL 在实验性心肌缺血时的改变明显早于 ECG。由于 ADL 无创伤，有较好的重复性和灵敏度，其 I 相形态与 V 相面积与心肌供血有较高的特异性。因此，ADL 除可辅助诊断早期心功能改变外，在早期判定冠状动脉疾病方面有较高的临床应用和研究价值。

本发明的研究进一步证实，349 例冠状动脉造影结果表明 ADL 诊断冠心病的灵敏度为 88.89%，特异度为 87.5%；同期心电图仅为 69.4% 和 75%。冠造阴阳性组间 ADL 所测值均存在着非常显著的差异 ($p < 0.01$)。

比较例一

本比较例是采用本发明的心导纳微分环与冠状动脉造影的对照，本例利用本发明所述的方法以及依据该方法构造的血液循环多功能自动检测仪对临床确诊冠心病患者的所测结果与冠状动脉造影结果的对照资料。一般，患者都是在进行冠状动脉造影术前一天做心导纳微分环的检测。

病例 1，见附图 20 (1)，如图所示，总环面积减小，V 相面积相对增大，I 相离心支出现多处切迹；

临床诊断：急性前间冠状动脉造影检测结果：壁心前降支完全闭塞，左回旋支多处狭窄并与前降支有侧支循环

病例 2，见附图 20 (2)，如图所示，I 相离心支起始后先沿 X 轴移行一段，然后离开出现切迹；总环面积缩小，这是典型下壁缺血梗塞的图形。

临床诊断：1、急性下壁心梗；2、高血脂；

冠状动脉造影结果：左冠前降支近端 75% 局限性狭窄并狭窄后扩张，回旋支主干段 90% (局限性狭窄，右冠较轻度不规则。

病例 3, 见附图 20 (3), 如图所示, 总环面积减小, V 相面积相对增大, I 相离心支出现多处切迹;

临床诊断: 1、冠心、不稳定型心绞痛; 2、高血压 II 期。

冠状动脉造影结果: 前降支近端示约 50% 的狭窄段, 第二对角支近端有一约 60% 的狭窄, 回旋支中段狭窄 80%, 右冠脉未见异常。

病例 4, 见附图 20 (4), 如图所示, 环体总面积未见减小, V 相面积相对明显增大, 说明患者心脏功能的代偿能力尚可, I 相离心支中段出现明显切迹。

临床诊断: 冠心、高血压;

冠状动脉造影结果: 左冠前降支近两年/3 处局限性狭窄 50% (右冠及回旋支走行分布得正常, 未见异常狭窄及扩张)。

病例 5, 见附图 20 (5), 如图所示, 总环面积减小但 V 相面积明显增大, 已出现早期失代偿: I 相离心支在前段与中段出现明显的缺蚀。

临床诊断: 冠心、不稳定型心绞痛, 陈旧性前壁心梗, 高血压。

冠状动脉造影结果: 左冠前降支分出第一间隔支后完全闭塞, 断端远段有少量造影剂渗透, 经第一对角支形成侧支循环并见前降支中、远端逆行充盈; 回旋支第二边缘支近段重度 80% 狭窄; 右冠主干近端 50% 狭窄。

病例 6, 见附图 20 (6), 如图所示, 总环面积未见缩小, 但 V 相面积明显增大; I 相离心支全段出现波浪型改变。

临床诊断: 急性前壁、前间壁心梗。

冠状动脉造影结果: 前降支近端发出第一对角支后完全闭塞 (100%) 远端未见显影, 回旋支左主干及右冠走行分布正常, 未见狭窄征象。

病例 7, 见附图 20 (7), 如图所示, 总环体面积减小; V 相面积相对增大; I 相离心支前段与中段出现波浪型改变。

临床诊断: 冠心, 不稳定型心绞痛。

冠状动脉造影结果: 右冠发育优势, 左冠前降支近心端见局限性中度狭窄, 并有狭窄后扩张, 右冠中段局部管壁僵硬不规则有中度 (50%) 狭窄。

病例 8, 见附图 20 (8), 如图所示, 总环面积略有减小, V 相面积相对增大 I 相离心支全段出现波浪型改变。

临床诊断: 急性侧壁心梗、糖尿病、高血压 I 期;

冠状动脉造影结果: 左冠主干移行性狭窄, 前降支弥漫性不规则, 其起始部局限性狭窄, 狭窄后略扩张, 回旋支主干明显狭窄, 其中段仅呈线状, 局部连续中断, 右冠状动脉弥漫性狭窄, 前降支边缘支有侧支循环。

病例 9, 见附图 20 (9), 如图所示, 总环面积减小 III 相面积增大: I 相离心支中段明显切迹, 由于心率 123 次/分, 所以 IV、V 两相基本消失, 总环重心下移。

临床诊断: 急性下壁心梗;

冠状动脉造影结果: 右冠中段完全闭塞, 左冠脉未见病变, 左室功能轻度减退, 左室下壁收缩运动减弱, 右室下壁功能性室壁瘤。

病例 10, 见附图 20 (10), 如图所示, 总环面积略有减小, V 相面积相对增大; I 相离心支起始后沿 X 轴移行一段后离开并出现切迹, 是一例典型的下壁缺血图形;

临床诊断: 冠心, 急性下壁心梗; 高血压 I 期;

冠状动脉造影结果: 右冠脉分出第一边缘支前示一局限性狭窄 90%, 左冠前降支近段有一中等程度狭窄区 50% (前降支中段管壁稍僵直)。

病例 11, 见附图 20 (11), 如图所示, 总环面积略有减小, V 相面积相对增大但 I 相离心支与归心支未见改变, 未提示冠状动脉病变;

临床诊断: 冠心, 不稳定、心绞痛; 高血压;

冠状动脉造影结果：左右冠状动脉分布走行正常，左冠普遍较细。

病例 12，见附图 20（12），如图所示，总环面积未见缩小，V 相面积明显增大环体 X 轴方向明显延长说明患者虽有早期心功能改变，但代偿能力很好；I 相离心支与归心支未见切迹，未提示冠状动脉病变。

临床诊断：冠心，心绞痛。

冠状动脉造影结果：左右冠及其分布正常，未见狭窄、不规则及闭塞征象。

病例 13，见附图 20（13），如图所示，环体面积明显缩小，泵功能下降，III 相面积相对增大，但 I 相离心支与归心支未见切迹，未提示冠状动脉病变；由于患者心率 130 次/分，所以 IV 相与 V 相基本消失，环体重心下移。

临床诊断：冠心、心绞痛；高血压；

冠状动脉造影结果：右冠状动脉开口处，管腔不规则，但未形成有意义狭窄，其余冠脉未见明显异常。

病例 14，见附图 20（14），如图所示，总环面积明显增大；I 相离心支与归心支平滑未见切迹，未提示冠状动脉疾病，属代偿心功能。

临床诊断：急性下壁心梗。

冠状动脉造影结果：双冠脉未见明显异常。

病例 15，见附图 20（15），如图所示，总环面积正常，I 相离心支与归心支未见切迹，未提示冠状动脉病变。由于心率较快 97 次/分，所以环体重心下移，此为一例“心肌桥”患者。

临床诊断：冠心。

冠状动脉造影结果：左前降支中段于心室收缩时广泛性狭窄 80%（舒张时上述征象消失）。

病例 16，见附图 20（16），如图所示，总环面积明显增大，V 相面积增大；但 I 相离心支及归心支平滑未见切迹，未提示冠状动脉病变。属代偿心功能。

临床诊断：先心，动脉导管未闭。

冠状动脉造影结果：动脉导管未闭，肺动脉高压，左室及右室肥厚。

病例 17，见附图 20（17），如图所示，总环面积减小 V 相面积明显增大；左心功能失代偿；但 I 相离心支与归心支未见明显切迹，未提示冠状动脉病变。

临床诊断：先心、房缺修补术后残余漏。

冠状动脉造影结果：左右冠状动脉未见明显异常。

病例 18，见附图 20（18），如图所示，总环面积未见明显缩小，III 相面积与 V 相面积均增大；提示左室动态顺应性及前负荷均发生明显改变。I 相离心支全段有波浪型改变，提示冠状动脉病变，属代偿功能。

冠心病患者左室动态顺应性下降时心导纳环变化特点。

比较例二

本比较例是采用本发明的心导纳微分环在连续观察冠状动脉环束扩张术（PTCA）中的作用，本例利用本发明所述的方法以及依据该方法构造的血液循环多功能自动检测仪对四例 PTCA 患者手术前后进行了连续观察，以评价手术疗效，现将资料公布如下：

病例 19，见附图 20（19），如图所示，总环面积明显减小，III 相面积相对增大 I 相离心支全段明显切迹，提示冠状动脉病变，功能失代偿。

临床诊断：急性广泛前壁心肌梗塞。

冠状动脉造影结果：右冠发育优势，左冠脉前降支近段局限性狭窄 75%（中远段未见异常、右冠脉中段轻度狭窄<50%，室壁瘤（左室前外侧心尖）。做 PTCA。

做 PTCT 后，总环面积基本恢复正常，见附图 20（20）。

经皮冠脉成形术及急诊冠脉内溶栓术（狭窄程度减轻后，狭窄段变短管腔完全梗阻），

管腔再通,局部可见小点状充盈缺损前降支扩张后狭窄程度减轻 50%(,回旋支未见异常。

第四天后基本恢复正常,见附图 20 (21),I 相离心支前段仍见轻度切迹。

PTCA 后第四天,EF:0.80; PEP/LVET:0.25; SV:75; CI:3.09; LI:15.22

第七天后恢复正常,见附图 20 (22),患者出院。

PTCA 后第七天,EF: 0.76; PEP/LVET:0.31; SV:80; CI:3.21; LI:14.21

病例 20,见附图 20 (23),如图所示,总环体面积减小,V 相面积明显增大;说明心功能失代偿。III 相面积亦增大。早期舒张功能减退,I 相离心支前、中段有明显切迹,提示冠状动脉病变。做 PTCA。

PTCA 即刻,见附图 20 (24),总环体面积基本恢复正常,V 相面积虽然增大,但相对比值减小,III 相面积亦减小;I 相离心支后段仍有切迹,说明心功能有明显改善。

临床诊断:急性下壁心梗。

冠状动脉造影结果:左冠前降支弥漫性狭窄,最窄处 70%(左冠中段 95%狭窄,做 PTCA。

经气囊导管扩张后,再次造影复查,右冠中段狭窄处已扩开,管壁基本上恢复到正常宽度,管壁欠光滑。

心功能检查结果:EF: 0.73; PEP/LVET:0.31; SV:61.72; CI:2.94; LI:16.11;

术后第四天,见附图 20 (25),如图所示,V 相面积与总环面积比值进一步减小;总环体面积基本正常,I 相归心支起处有轻度切迹,说明心肌供血有明显改善。

PTCA 后第四天.EF: 0.79; PEP/LVET:0.26; SV: 60.65; CI:2.55; LI:14.26;

术后第十天,见附图 20 (26),如图所示,总环体面积恢复正常,V 相面积与总环体面积比值仍增大。说明左心前负荷仍较高。I 相离心支起始部有切迹,说明心肌供血情况有进一步改善。

PTCA 第十:EF:0.73;PEP/LVET:0.31;SV:67.65;CI:2.86;LI:18.38

病例 18,见附图 20 (27),如图所示,总环体面积减小,V 相面积相对增大;I 相离心支在沿 X 轴移行一段后离工并出现明显切迹,提示下壁供血不足,心功能早期失代偿。

临床诊断:急性下壁心梗;高血脂。

冠状动脉造影结果:左冠前降支近段 75%(局限性狭窄并狭窄后扩张,回旋支主干中段 90%(局限性狭窄,右冠较轻度不规则。做 PTCA。

术后即刻,见附图 20 (28),如图所示,总环体面积基本恢复正常,V 相面积仍较大,I 相离心支切迹较前减小;说明供血好转,功能有所恢复。

经皮冠状动脉成形术后,前降支狭窄程度减轻为 50%(,回旋支管腔与正常相仿,但局部管壁轻度不规则。

心功能检查结果:EF: 0.73;PEP/LVET: .35;SV:77;CI:2.29;LI:11.68;

术后第六天,见附图 20 (29),如图所示,总环体面积恢复正常,但 V 相面积较前明显增大,说明前负荷明显增高,I 相离心支切迹出瑞中、后段且较前明显,说明心肌供血较前减少,情况有变化。

PTCA 后第六天:EF:0.75;PEP/LVET:0.31;SV:73.96;CI:2.70;LI: 9.64;

术后第十一天,见附图 20 (30),如图所示,总环体面积明显减小,V 相面积相对值进一步增大,I 相离心支切迹更加明显;说明心肌供血进一步减少,左室代偿能力进一步下降,为明显失代偿(患者第二天又重做 PTCA)

PTCA 第十一天

EFCA 第十一天:EF: .68;PEP/LVET:0.42;SV:69;CI:2.34;LI:10.31;

病例 22,见附图 20 (31),如图所示,总环体面积减小,III 相面积相对明显增大,说明早期舒张功能明显减退;I 相离心支中、后段出现明显切迹,说明冠状动脉供血不足,左室功能严重失代偿。

临床诊断:冠心病,不稳定型心绞痛,陈旧性前间 梗塞。

冠状动脉检查结果：左冠前降支近段局限性中等度 50%(狭窄，中段见重度 85%(狭窄，回旋支第一边缘支近段重度 80%(狭窄（双前病变）。做 PTCA

PTCA 即刻，病例 20，见附图 20（32），如图所示，环体面积较术前明显增大，但仍小于正常，V 相面积相对增大，说明前负荷增高；I 相离心支中段切迹仍然存在。

前降支两处狭窄经 PTCA 后，见两处狭窄消失，仅残余管壁不规则改变，近段仅遗留轻度狭窄；回旋支改变同前。

心功能检查结果：

EF: 0.65; PEP/LVET:0.51; SV:5I; CI:1.89; LI:9.31; HR:82;

术后第八天，见附图 20（33），如图所示，环体总面积继续增大，但仍小于正常，V 相面积减小，说明左室前负荷减小；I 相离心支切迹仍存在，但移至前段，说明心肌供血情况有所恢复，患者仍需住院进一步治疗观察。

心功能检测结果：

EF:0.69; PEP/LVET:0.46; SV:59; CI:2.06; LI:11.41; HR:80;

从以上资料可以看出，心导纳微分环（ADL）的形态与冠状动脉病变有一定的内在联系。

综上所述，大量的检测临床证明，导纳图除幅值指标比较稳定外，其波形的形态特点其重复性也是非常好的，一个人其波形的形态，在任何时间重复都是基本一致的，而对应的导纳微分环的相关程度更高。

如上所述，导纳图可以间接地反映血管容积的改变量随时间的变化情况，利用图形和图上的各项指标可以分析血管容积在一个心动周期时间内的变化情况，这种分析方法称之为时域分析，进行时域分析时，可选用的指标有限，图形分析也只能作目测划分而不能采用计算机进行分析，缺乏定量标准，作为构造检测仪的基础是不够的。

为了区别与分析各种不同类型心脏病患者波形改变的特点与分类，本发明提出了对导纳图进行频谱分析的方法，通过大量不同类型心脏疾病患者心导纳图的检测积累，可以寻找出波形改变的规律性及临床意义。

频谱导纳图是一种作为疾病快速诊断或在此基础上构造快速检测仪的新手段，它在理论上完全不同于建立在时间域和幅值域分析基础上的传统阻抗图和导纳图，它的理论基础是导纳图的频谱分析。

导纳频谱图实际上包含两方面的意义，即功率谱和频率密度谱，为了解功率谱的基本意义，首先要弄清楚导纳图中为什么含有不同的频率，我们以振动为例简单地加以说明，一个振动，如果它的位移随时间按正弦（或余弦）规律变化（见图 1），则称为谐振动，这是最简单的振动形式。

一般的周期性振动，可以认为是由许多不同频率的振动合成的，或者说其中含有许多不同的各种周期频率和不同振幅和谐振动。

图 2 中的 S 表示一个周期性振动，可以说它是由谐振动 S1 和谐振动 S2 合成的；S1 的频率和振幅与 S2 的频率和振幅不同，S1 的频率是 S2 的频率的两倍，可见由两个不同频率的谐振动可以合成一个周期性振动，也可以说在一个普通的周期性振动中含有不同频率的谐振动。

图 3 比较复杂一些，图中（A）表示一个锯齿形振动，（B）表示这个锯齿形振动中含有许多频率不同及振幅不同的谐振动，高频项取的越多就越接近于锯齿形（虚线）。

如果以横坐标代表频率，以纵坐标代表振幅，则可以形成频谱图，如图 29 所示。

与之相似，如果我们想从能量方面来表达谐振动的强度，取功率为纵坐标，则可形成功率谱图。

借用这种技术来分析脑血流图（脑导纳图），则可以拓宽分析领域，特别是可以将脑导纳图的波型问题量化。

将这种频域分析方法与现有时域分析方法结合起来，将使脑导纳图及导纳微分环技术，更加先进。

作为导纳频谱图实际上包含两方面的意义：一是导纳图的功率谱；功率谱全称叫均方自功率谱密度函数，它是每一导纳图每一频率成份功率分布的反映；在导纳频谱图上它建立在纵坐标上，由于功率值变化范围很大，所以，纵坐标所取值的单位采用对数值，即 1 个单位是 10 倍，2 个单位是 100 倍，3 个单位是 1000 倍…，因此它所取的单位是分贝 (db)。

二是导纳图的频率密度谱，即任意波形经 Fourier 变换后，其频率域所表示的图形。

如将任意波形不同频率不同振幅的正弦波投影到频率轴上，就形成了导纳图的频谱图，见附图 4。

在导纳频谱图上，其横坐标即是频率轴，它的单位是赫兹 (Hz)。

导纳频谱可以应用于心、脑、胃等体内各脏器的导纳分析技术中。

上述描述或证据表明，采用导纳微分环分析和导纳的频谱分析的联用在导纳图能够克服基础阻抗影响的基础上，更加适宜利用计算机进行分析和统计，使得检测方法和以此方法构造的检测具有重复性稳定、可靠、迅速的特点，相面积和波形的定量化使之更加适宜作为自动检测仪的分析基础。

下面是对本发明所述的检测方法及检测仪的工作过程进行详细描述（见附图 21）：

首先，调整恒流恒压源的信号，然后用适宜的电极从人体的指定部位获取生理信号，将信号进行滤波和放大并将其进行 A/D 转换，所得到的数字信号再滤波以去除干扰，然后调整基线。

得到 ΔY 并对 ΔY 进行微分得到 dy/dt ，然后将数据分成二路。

其中一路对所得到的 ΔY 进行数字信号傅立叶变换处理，然后进行功率谱和频谱的绘制，由计算机将绘制的频谱图和计算机中存放的已经得到大量临床验证的频谱图进行比较，即智能特征分析，最终诊断出可能的疾病。

另一路则用来绘制导纳微分环，其中，设 ΔY 为纵轴，设 dy/dt 为横轴，将其分别投影得到微分环，由计算机将绘制出的微分环的面积进行处理，所述的面积处理分成 6 个部分，即快速射血相面积、缓慢射血相面积、快速充盈相面积、缓慢充盈相面积、心房收缩相面积和总环面积，将得到的各相面积与计算机中存放的已经得到临床验证的微分环的各相面积比较，即智能特征分析，最终诊断出可能的疾病。

最终，将微分环的分析结果和频谱分析结果综合考虑，得出被检测者可能的器官病变的结论。

本发明中所述的装置的配置方式和所专门设计的电路图见相关的附图。

实施例

本实施例是本发明所述的导纳式血液循环自动检测仪和其他检测手段共用而形成心功能自动检测仪的一个实施例，由于本发明要求保护的是导纳检测部分，因此，对其他部分的电路仅仅进行简单叙述。

心功能自动检测仪电路主要有生理信号采集电路、生理信号放大滤波电路，增益调节电路组成。然后经八选一电子开关送 A/D 转换器将模拟量转换为数字量，由单片机输出至光电隔离通过串口将数据送往 PC（CPU 电路见附图）机进行数据处理，可见附图 23 或者 24，具体电路包括：

1. 心电放大电路（见附图 25）：首先将心电采集电极片上的微弱信号（一般是 1mv 左右）送到心电前置放大器（前置放大器是心电放大电路的关键，要求放大器具有低失调、低温漂、高增益，抗干扰能力强的特点）进行放大，然后在第二级采用低通滤波放大抑制高频干扰和人体肌电干扰，由于有很强的 50Hz 工频干扰，在第二级放大

后增加了一级 50Hz 陷波器，为了便于观察不同人的电波形的幅度，在最后一级采用数字控制的增益调节。

2. 心音放大电路（见附图 25）：心音信号采集采用的有源传感器，信号在传感器内经初级放大输出，通过一个高通滤波器，然后经过两级放大及低通滤波到最后进行增益调节。

3. 颈动放大电路：颈动放大电路与心音放大电路相比，只是少一级放大和一个低通滤波，其余相同。

4. 导纳/阻抗放大电路（见附图 26）：首先由信号源（信号源电路见附图 27）产生的 50Hz 正弦波振荡信号，在作人体检测时，产生 4mA 的恒流，人体导纳/阻抗及其变化，变成对应的电压信号到导纳/阻抗前置放大器进行放大，然后进行检波，检波后经过低通滤波器滤去不需要的高频分量，得到有用的信号，将得到的有用信号再进行放大，一路作为基础导纳 Y_0 /基础阻抗 Z_0 值，另一路通过隔直电容耦合过来的反映 Y_0/Z_0 变化的电压进行两级放大，最后再进行 A/D 转换。

本发明提出的对心、肺导纳图同时进行频谱分析和导纳微分环（ADL）分析，这种联用技术不但使所述的导纳图克服了基础阻抗（ Z_0 ）的影响，使得重复性稳定和可靠，而且，这种定量化更加适宜作为心肺等器官血液循环自动检测仪的分析基础。

表 1 夹闭颈内动脉前后脑导纳环面积对照

n=28

	夹闭前	夹闭后	P 值
I相指数	29.7±11.3	13.1±6.7	<0.01
IV 相指数	5.7±3.3	6.3±3.7	>0.05
全环面积	37.9±13.6	21.4±6.9	<0.01

表 2 实验性颅内高压前后脑导纳环面积对照

n=28

	前	后	P 值
I相指数	28.4±12.7	23.6±11.4	>0.05
IV 相指数	6.2±2.3	12.8±4.1	<0.01
全环面积	38.7±12.9	36.9±13.6	>0.05

表 4 不同程度心肌缺血时 ADL 及 ECG 的改变 n=44

结扎左冠状动脉						
正常						
		D	I	II	III	IV
ADL 变异 (%)	0	75	78	86	100	100
S-T 变异 (%)						
或心律失常 (%)	0	0	0	15	56	78

注: D- 左冠状动脉因旋支的的钝缘支: I~IV—分别为左冠状动脉前降支第 1-4 分支; P<0.01

表 3 心肌缺血时心导纳微分环所测指标的均值 ± 标准差

	H R	PEP/LVET	LI	ADLI ± 2 指数	ADL5 指数	ADL5/ADL 指数
n	28	28	28	2828	28	
开胸前(h)	102.1 ± 6.2	0.44 ± 0.03	4.93 ± 0.98	5028.81 ± 436.72	54.99 ± 20.99	0.0051 ± 0.0014
开胸前(c)	109.7 ± 10.4	0.51 ± 0.10	4.94 ± 0.3	5659.98 ± 1819.54	59.50 ± 13.01	0.0062 ± 0.0030
15分	106.4 ± 7.9	0.59 ± 0.12	4.70 ± 0.77	5287.05 ± 2100.58	118.56 ± 45.59	0.0164 ± 0.0075
A 30分	105.3 ± 7.8	0.62 ± 0.11	4.52 ± 0.69	4727.57 ± 1500.14	259.14 ± 102.09	0.0486 ± 0.0176
10分	106.3 ± 9.5	0.58 ± 0.09	4.32 ± 0.87	5166.21 ± 1461.30	255.35 ± 109.55	0.0516 ± 0.0281
B 20分	103.7 ± 10.1	0.55 ± 0.12	4.08 ± 0.83	4456.01 ± 807.45	456.36 ± 169.89	0.0673 ± 0.0220
10分	106.4 ± 10.6	0.59 ± 0.05	4.21 ± 0.86	3716.57 ± 1003.19	443.41 ± 162.41	0.0735 ± 0.0175
C 20分	106.1 ± 10.9	0.65 ± 0.08	3.58 ± 0.28	3389.04 ± 862.68	490.21 ± 255.85	0.0961 ± 0.0308
10分	109.5 ± 13.8	0.60 ± 0.06	3.77 ± 0.27	3320.47 ± 736.53	515.95 ± 183.17	0.1333 ± 0.0328
D 20分	107.3 ± 11.7	0.63 ± 0.07	2.71 ± 0.99	2559.75 ± 926.02	668.75 ± 206.51	0.1792 ± 0.0412
10分	197.5 ± 12.3	0.61 ± 0.16	3.09 ± 0.70	2653.42 ± 718.90	697.95 ± 255.09	0.1799 ± 0.0639
E 20分	106.9 ± 12.1	0.64 ± 0.12	2.66 ± 0.53	2671.12 ± 635.75	704.43 ± 240.80	0.2191 ± 0.0545
10分	105.5 ± 12.7	0.70 ± 0.08	2.69 ± 0.41	2507.25 ± 379.24	777.95 ± 220.95	0.2016 ± 0.0721
F 20分	105.2 ± 13.1	0.74 ± 0.13	2.10 ± 0.60	2460.61 ± 330.14	872.45 ± 380.53	0.2275 ± 0.0720

注: 与开胸前比较, $P < 0.05$, $P < 0.01$.

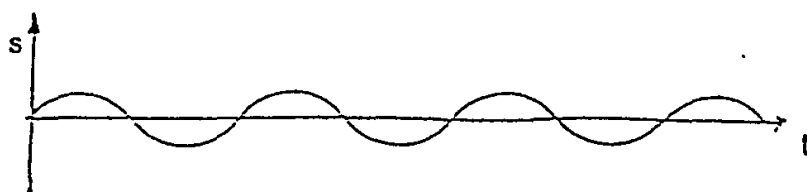


图 1

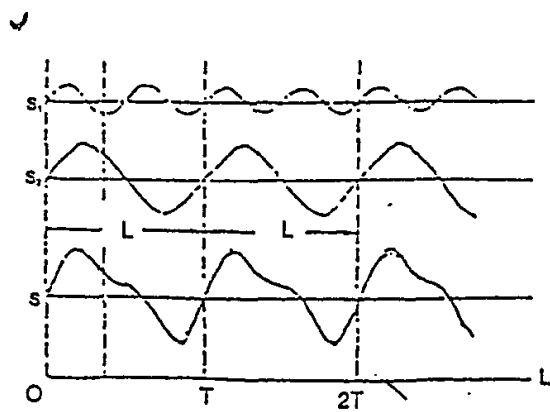


图 2

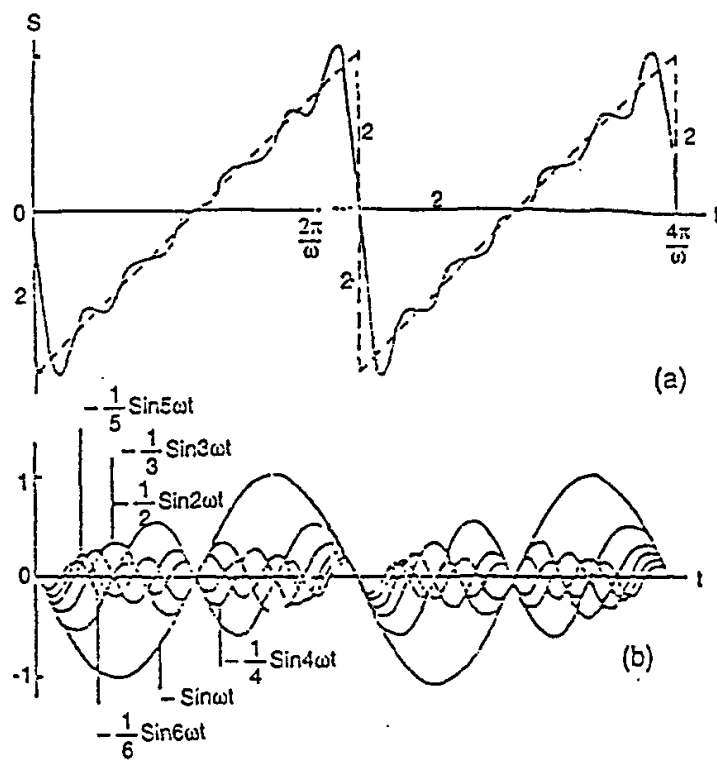


图 3

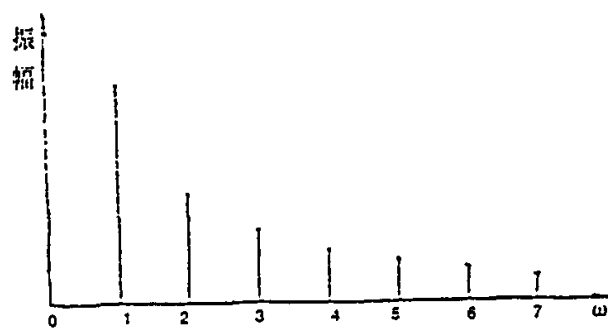


图 4

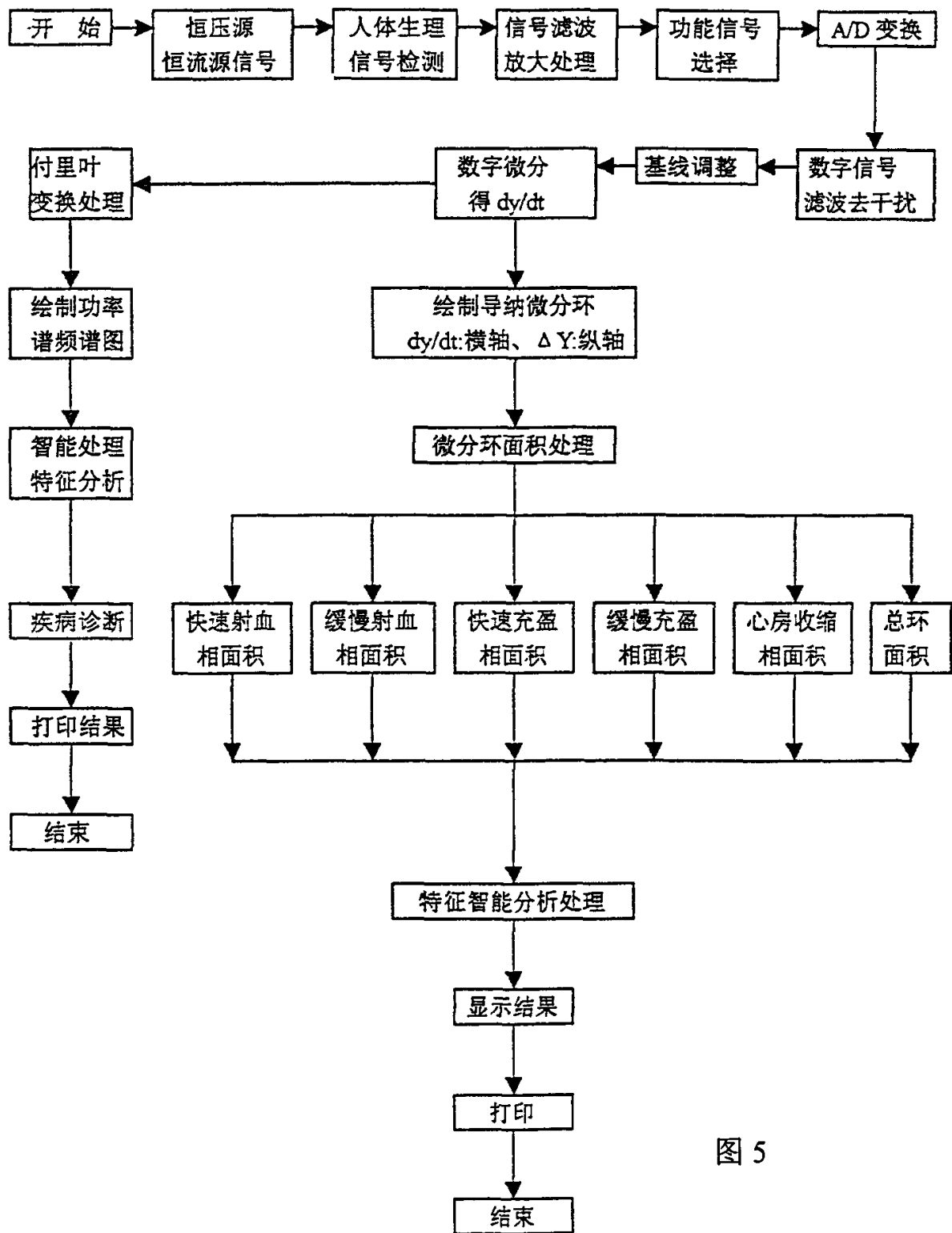


图 5

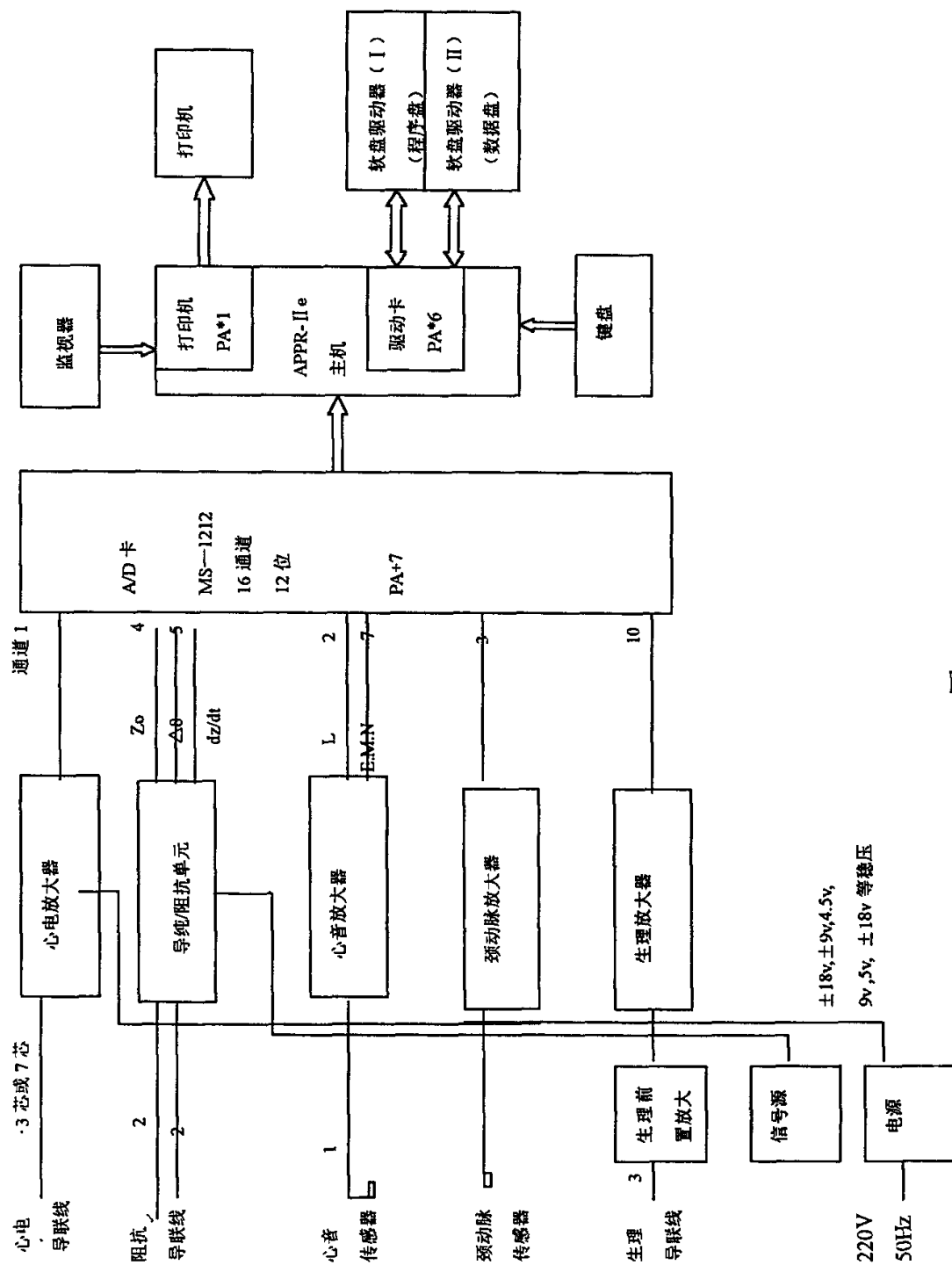


图 6

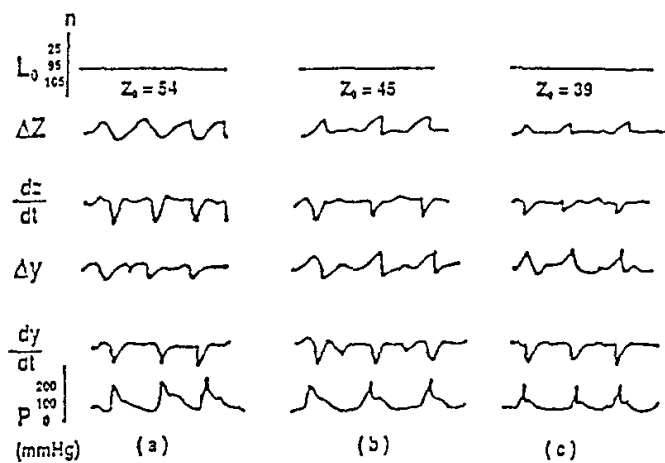


图 7

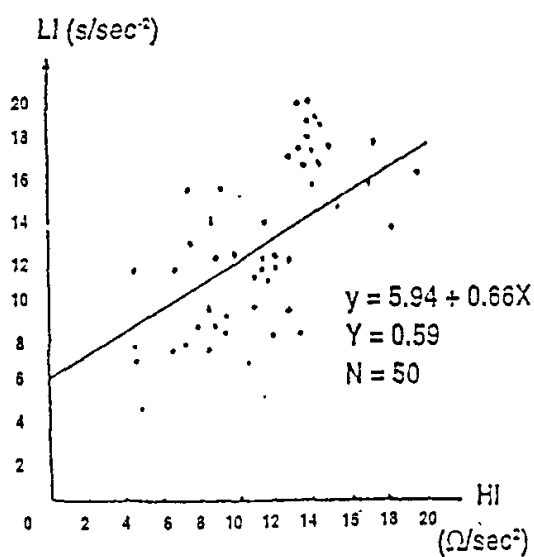


图 8

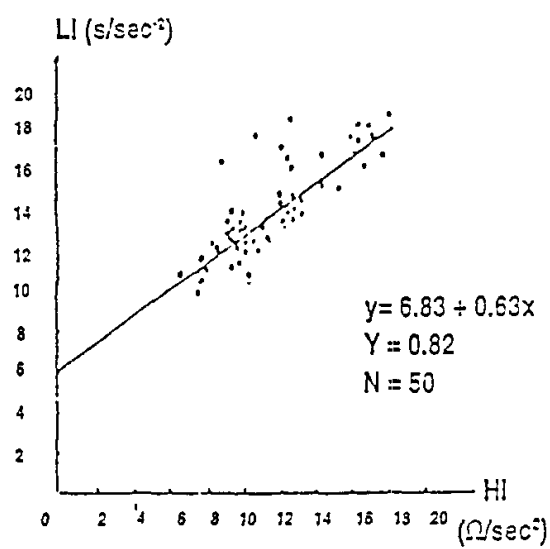


图 9

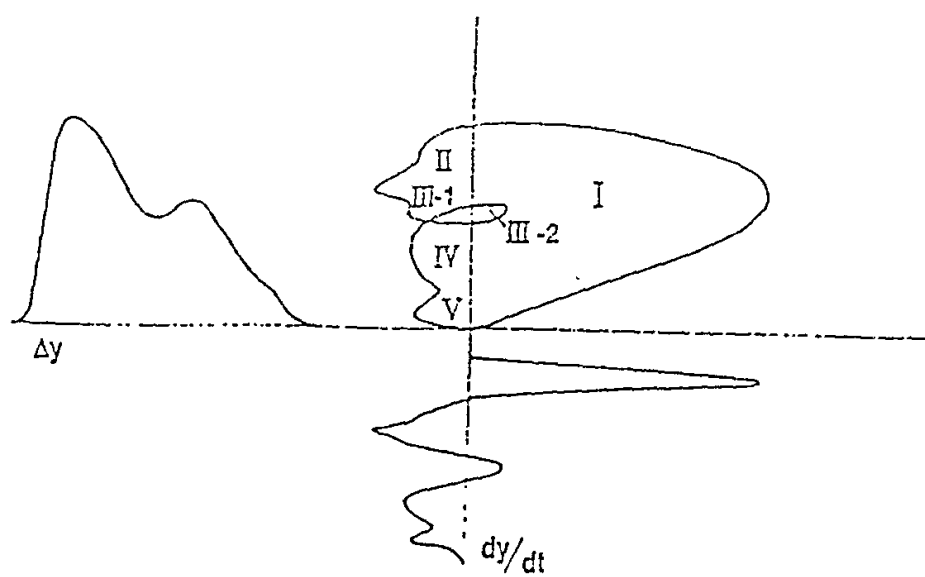


图 10

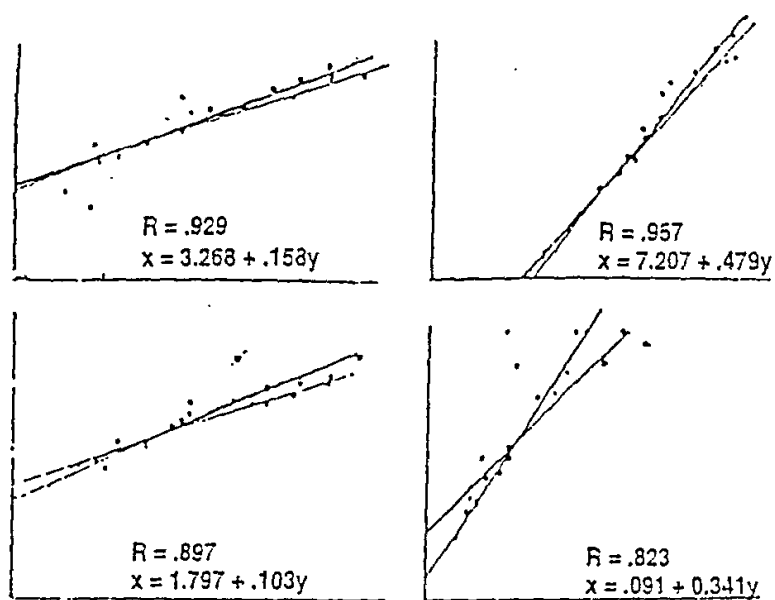


图 11

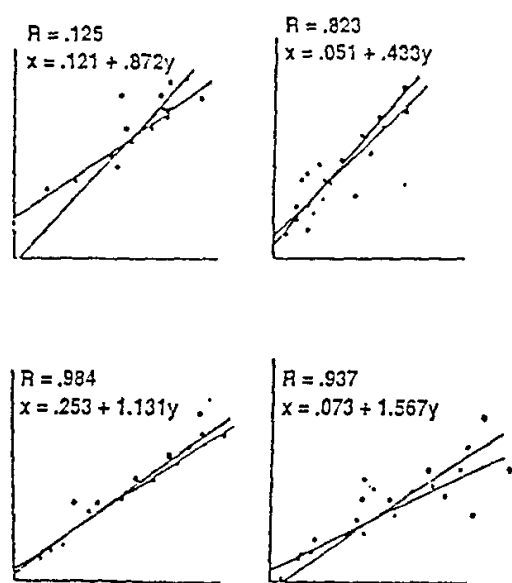


图 12

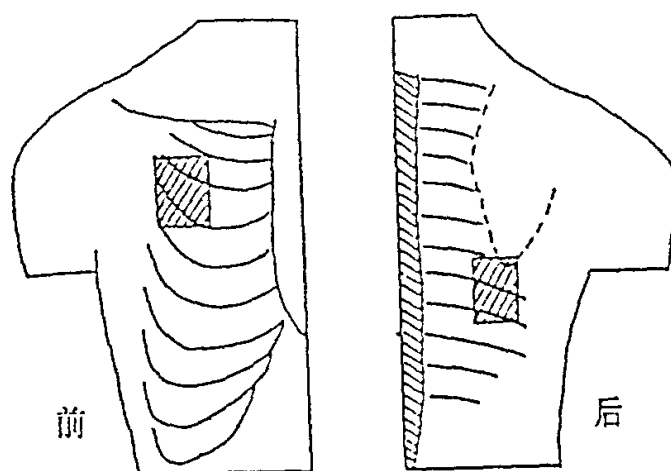


图 13

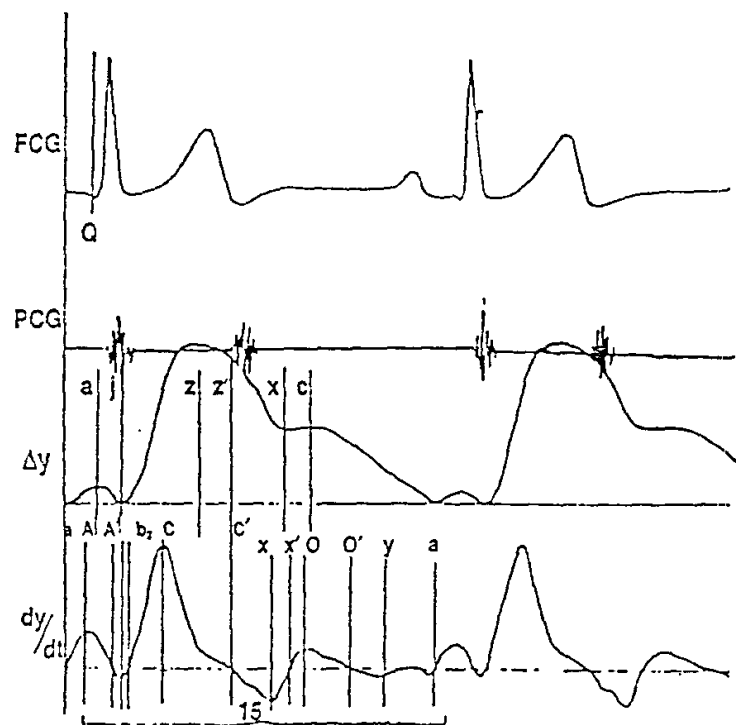
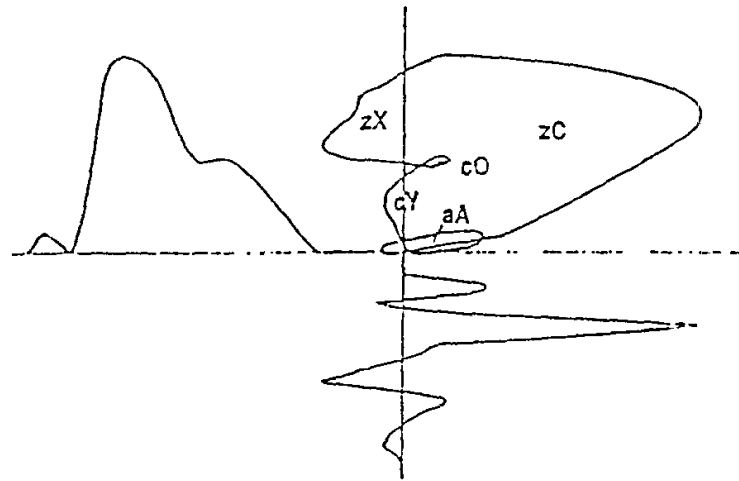


图 14

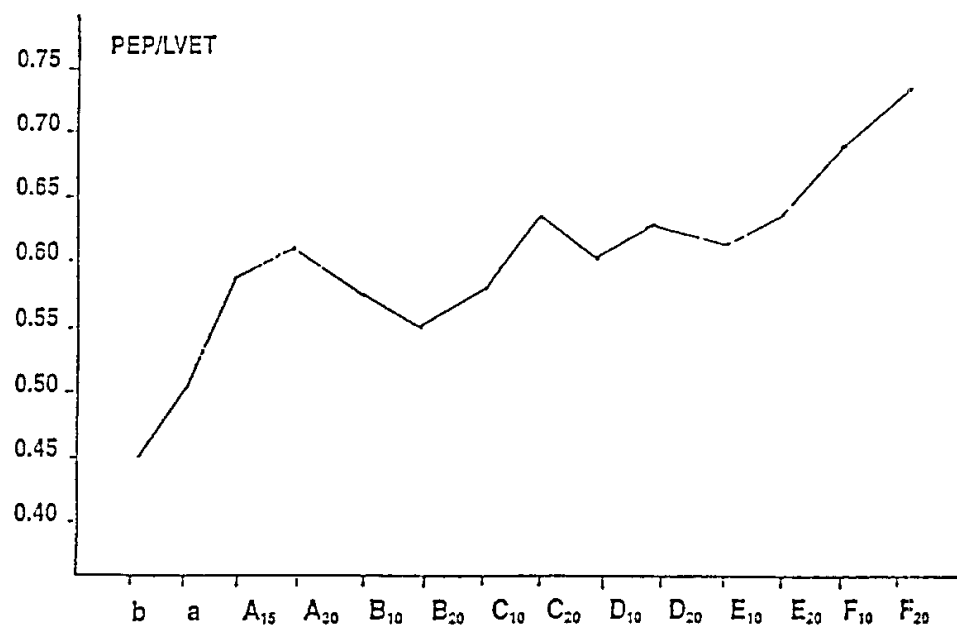


图 15

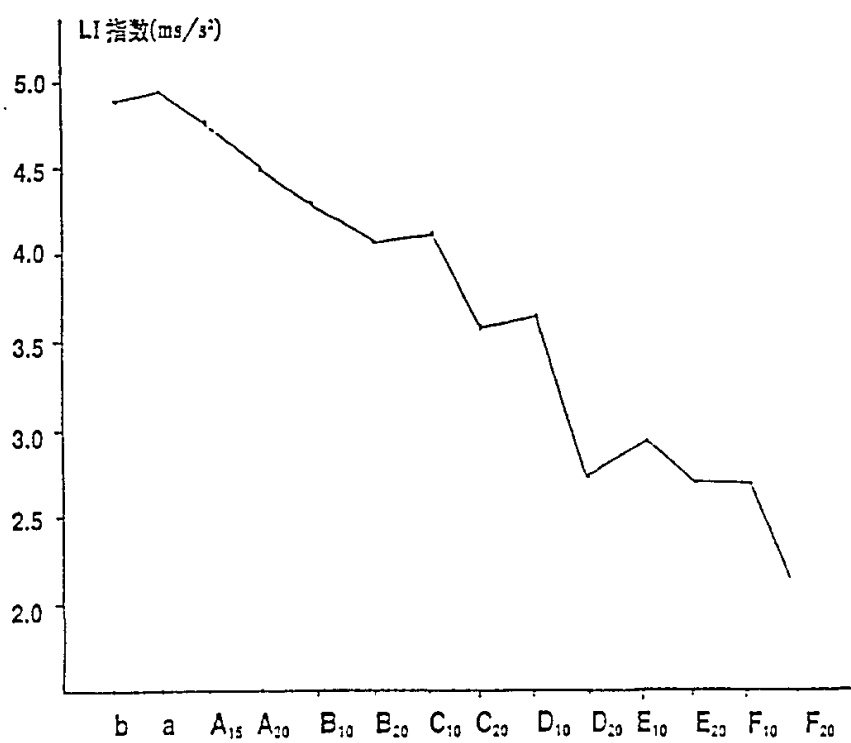


图 16

ADL_{1,2} 指数

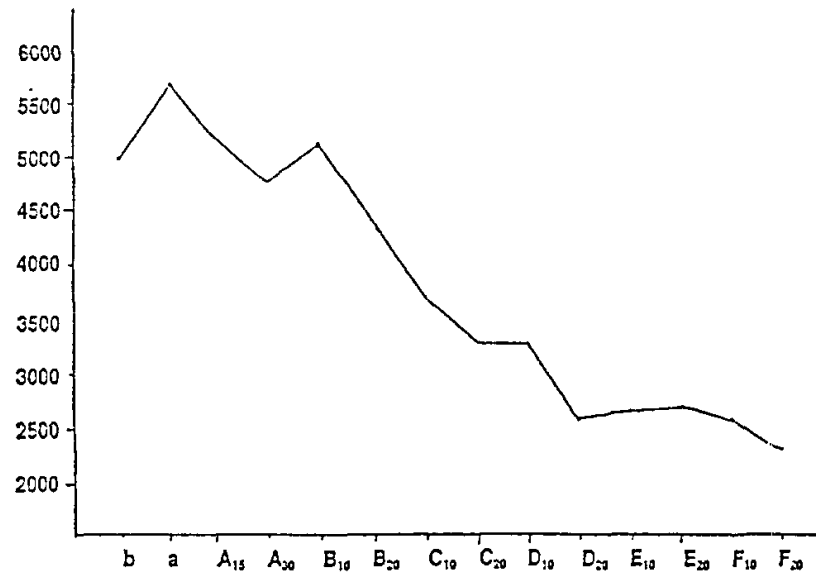


图 17

ADL₃ 指数

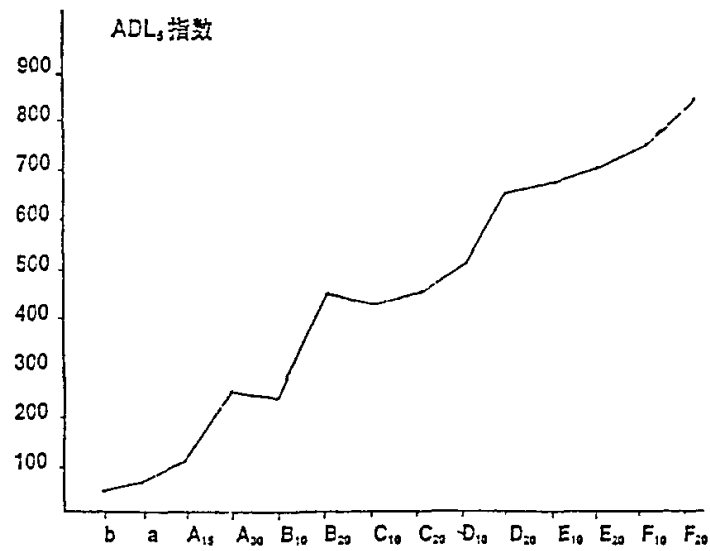


图 18

ADL₃/ADL 指数

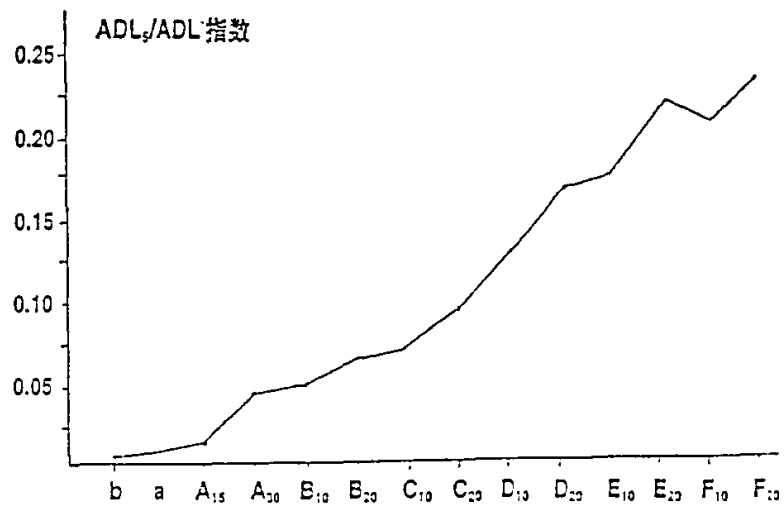


图 19

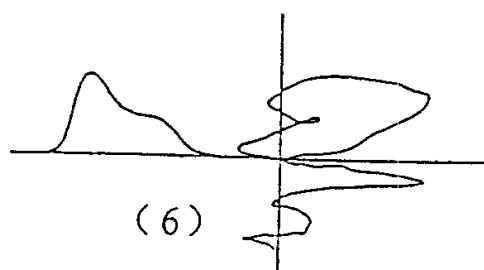
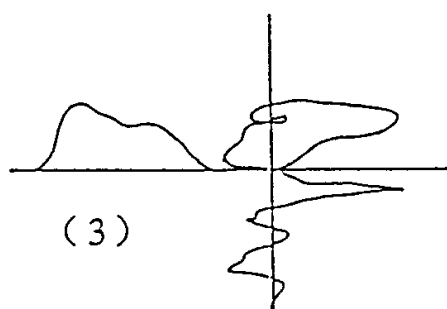
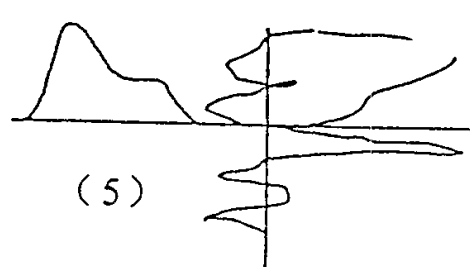
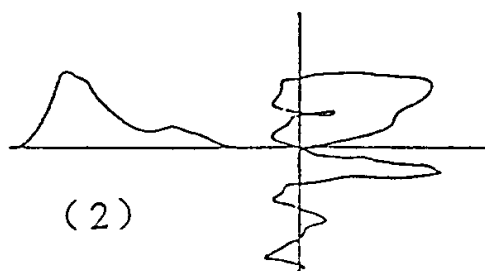
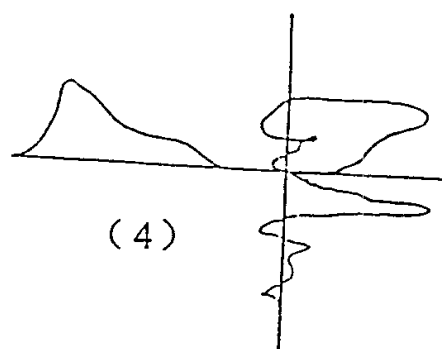
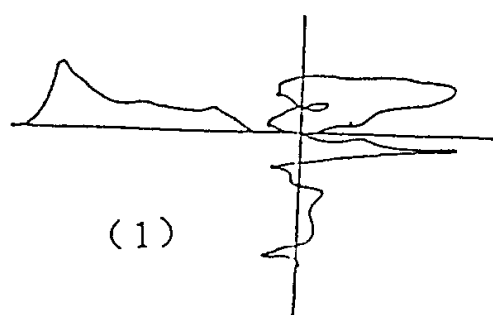


图 20

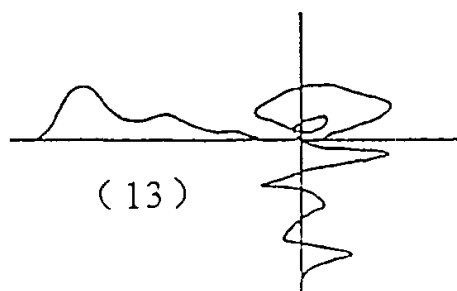
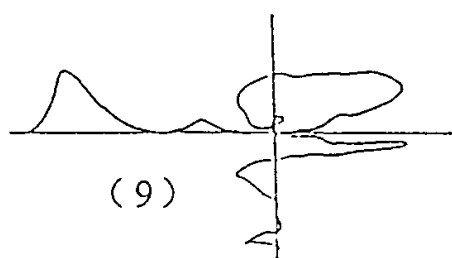
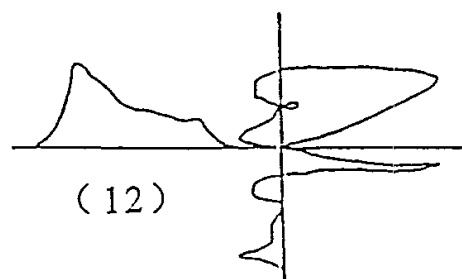
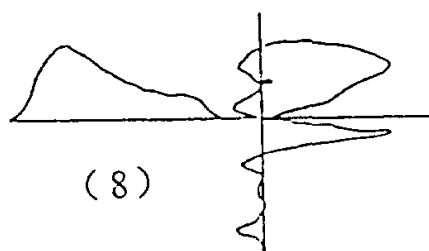
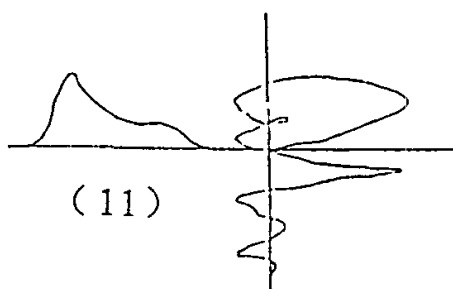
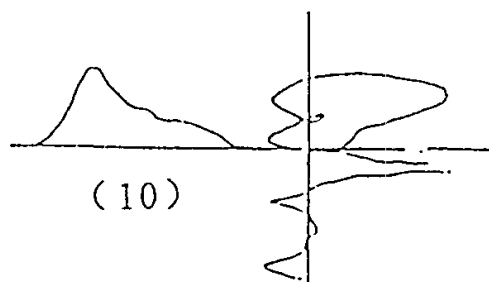
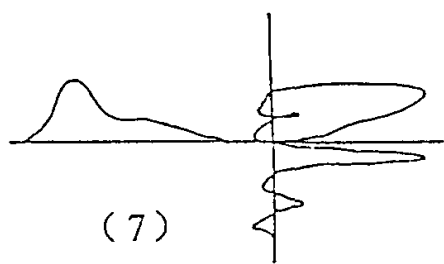


图 20

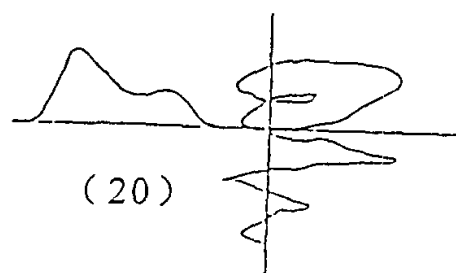
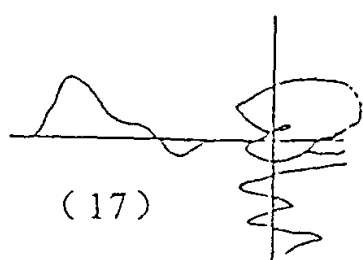
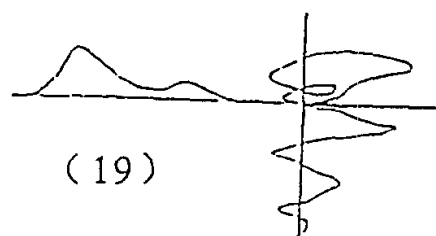
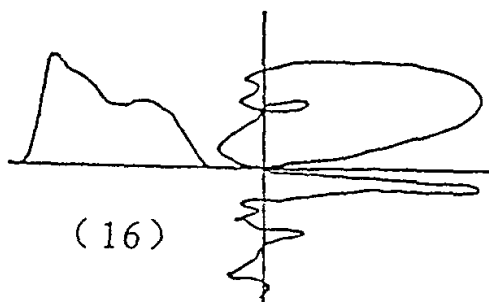
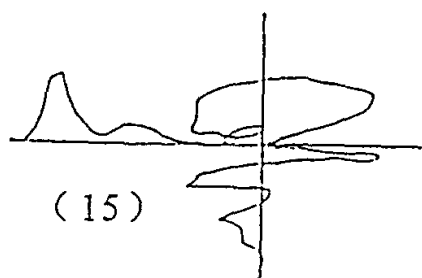
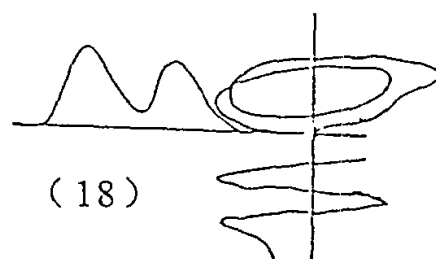
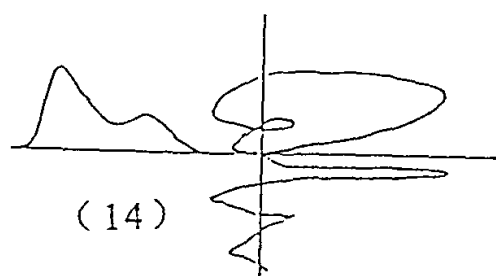


图 20

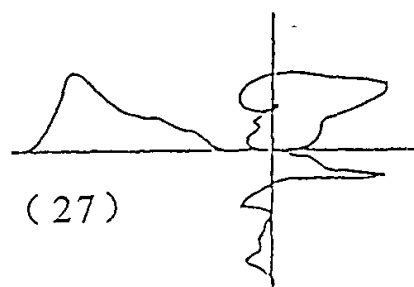
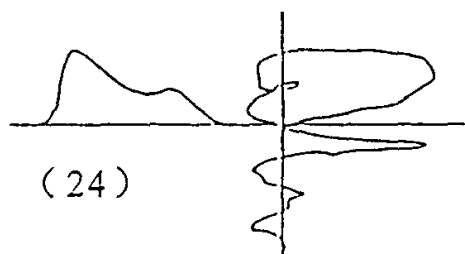
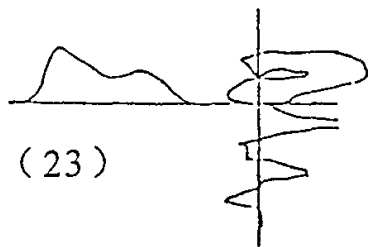
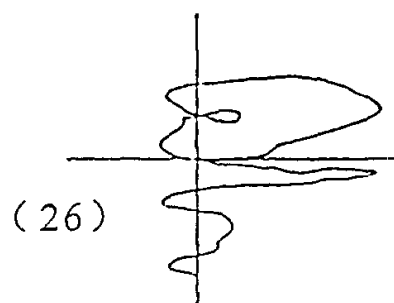
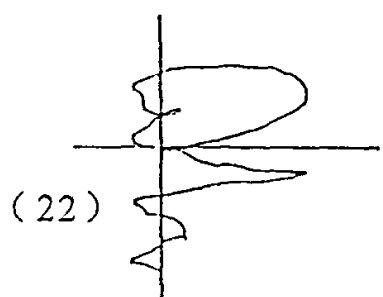
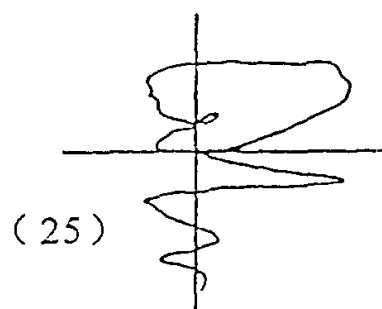
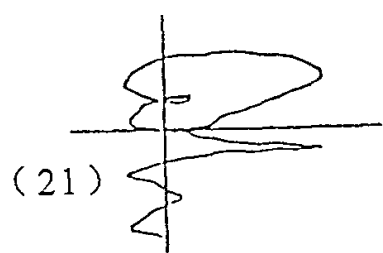


图 20

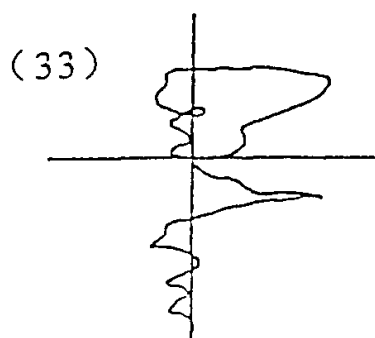
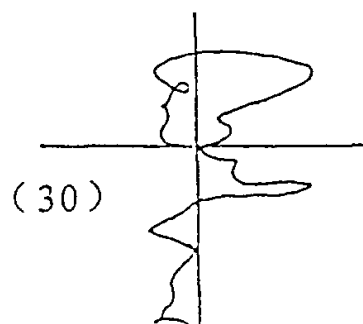
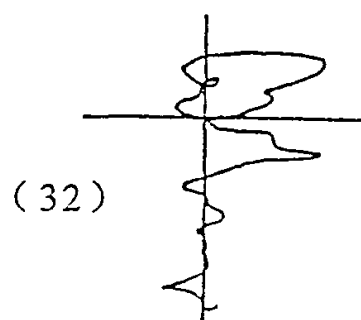
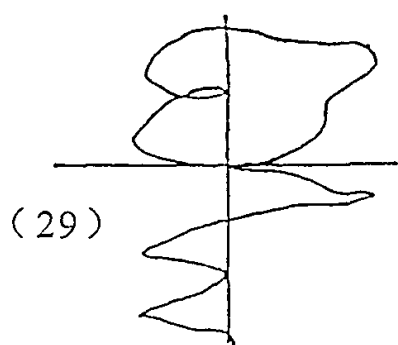
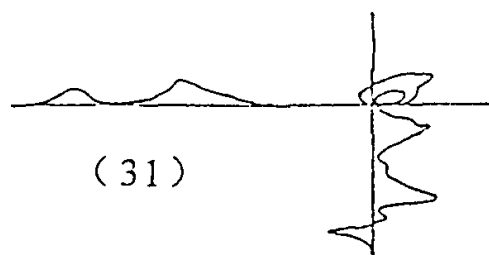
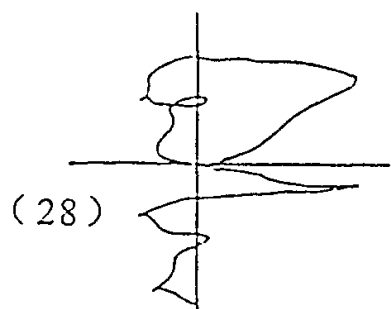


图 20

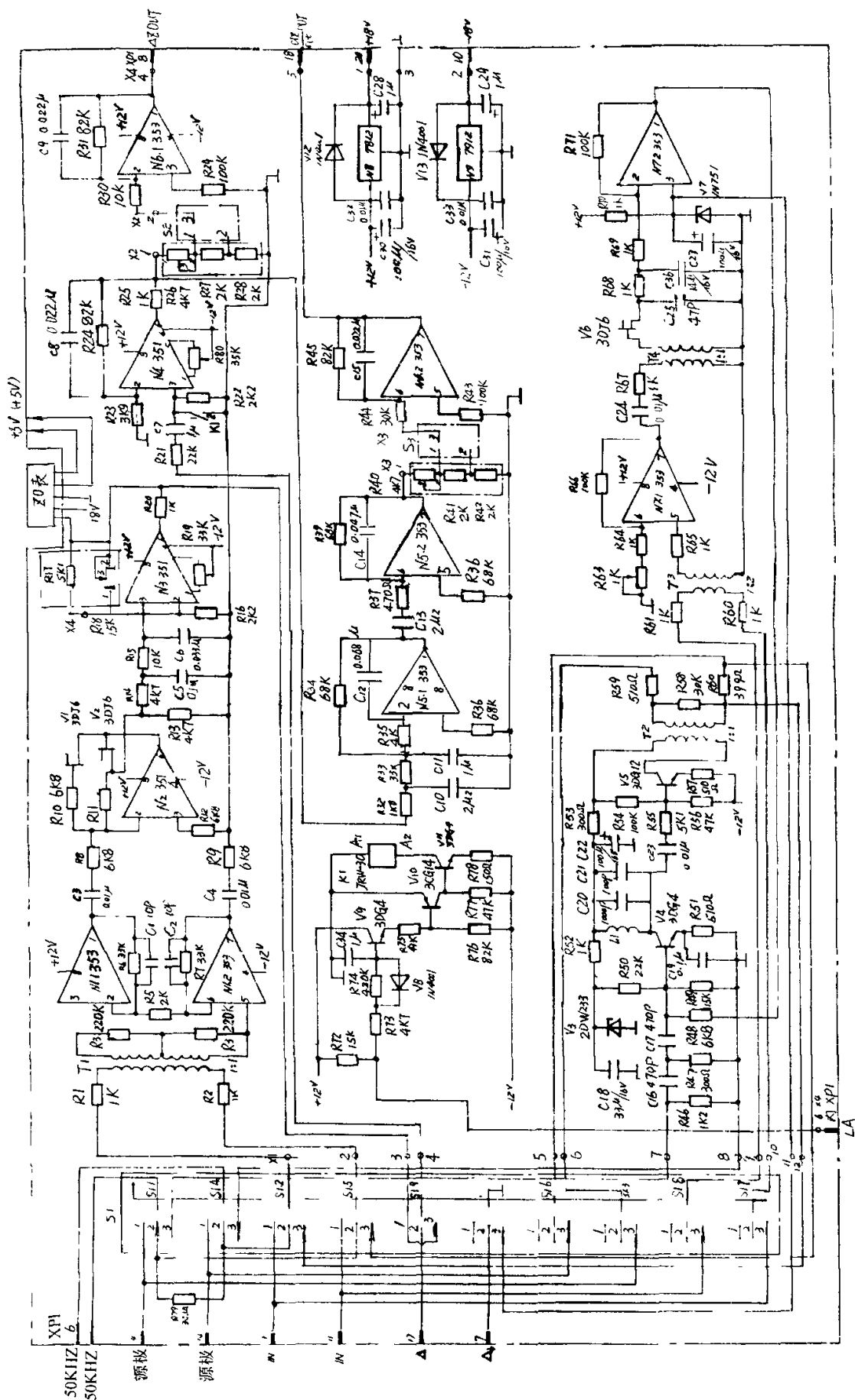
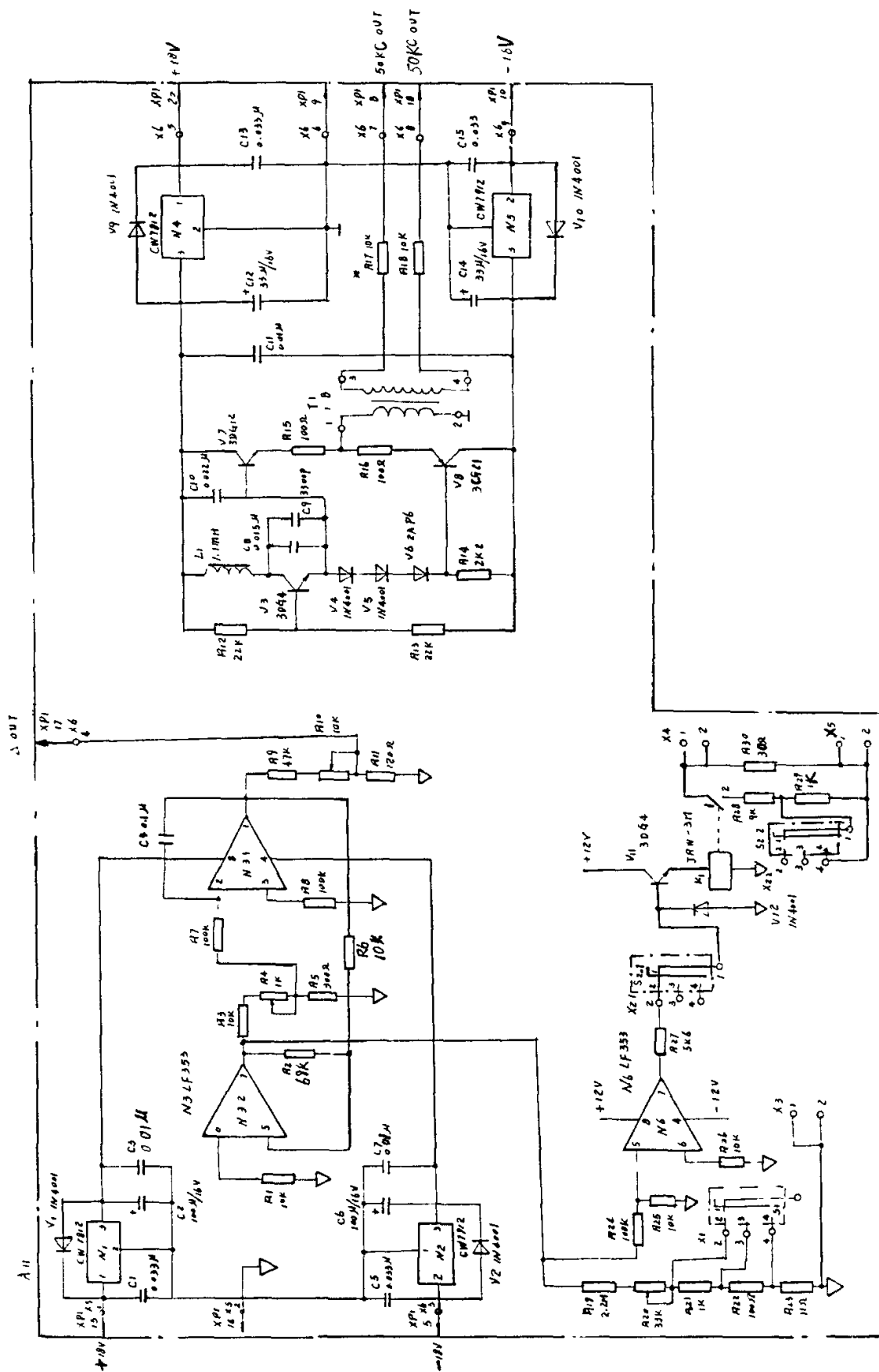


图 21



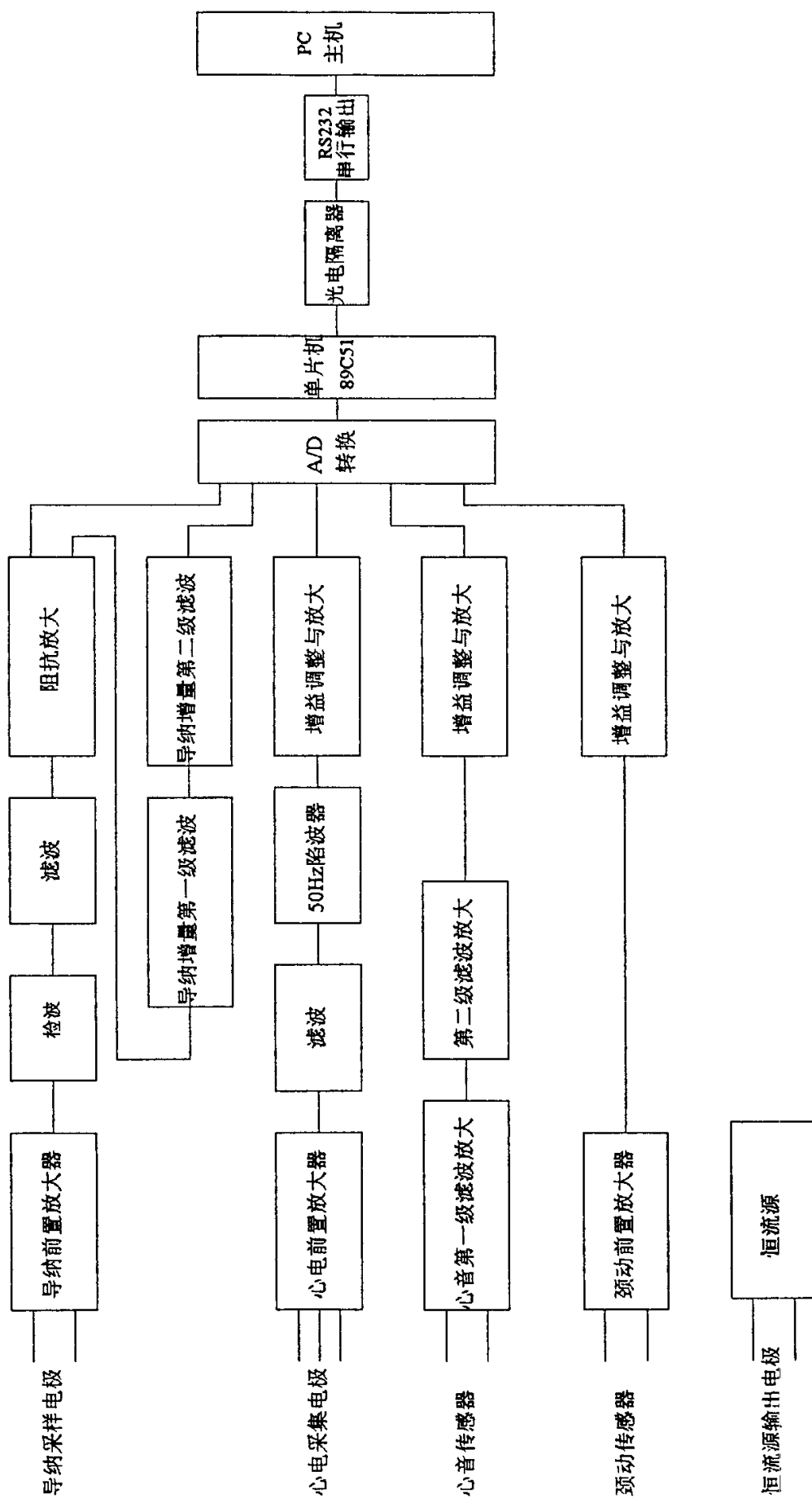


图 23

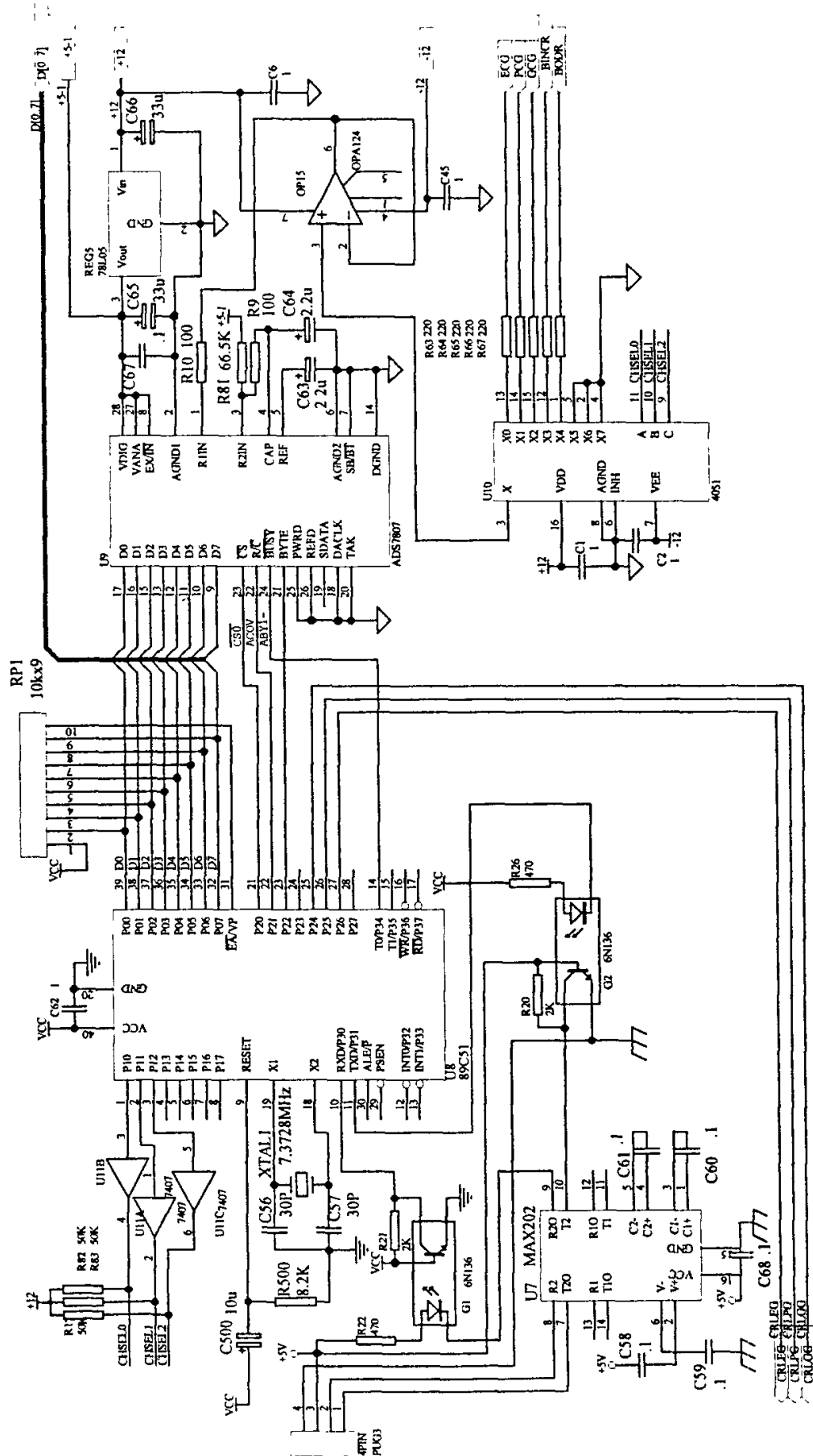


图 24

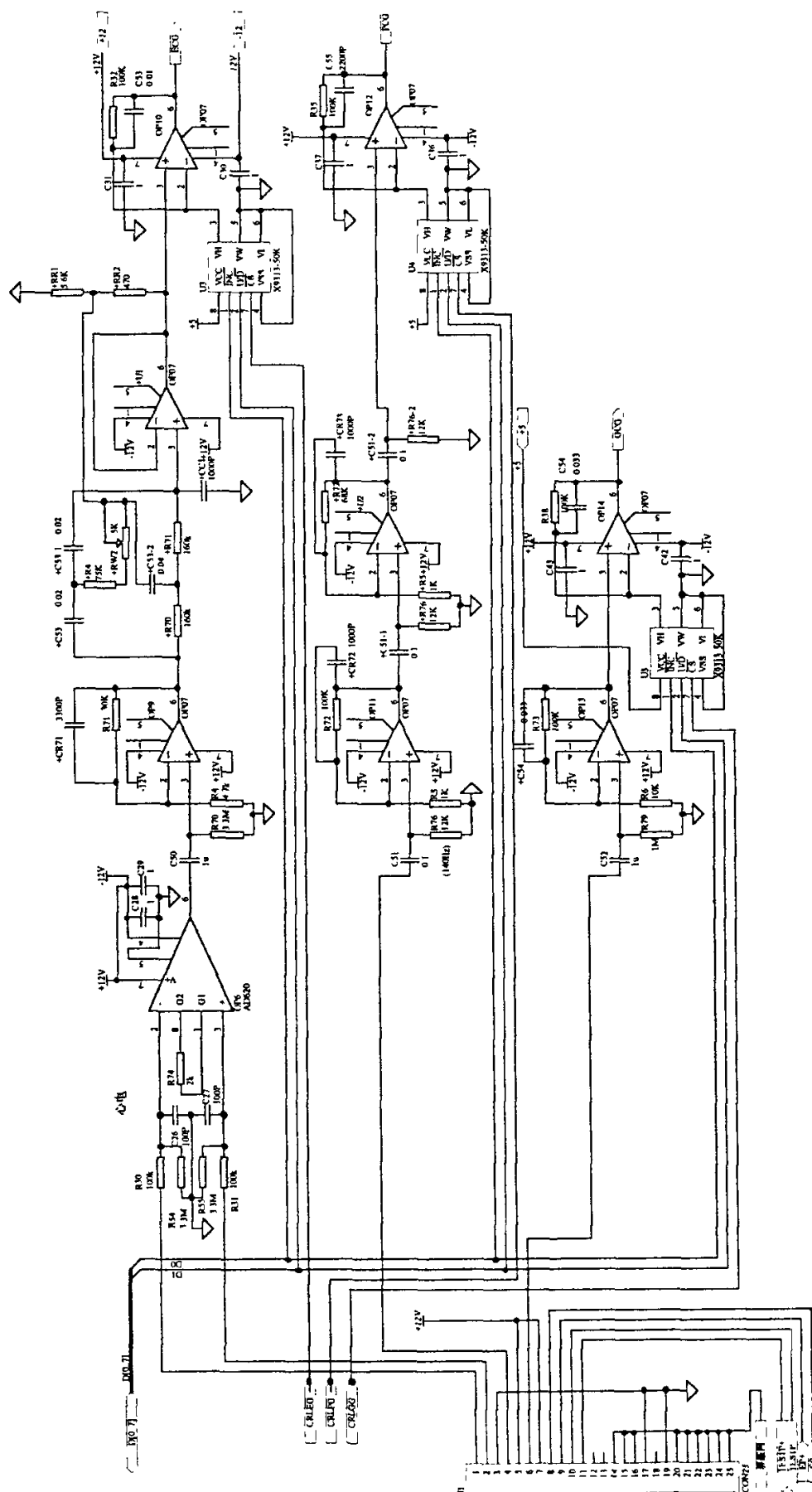


图 25

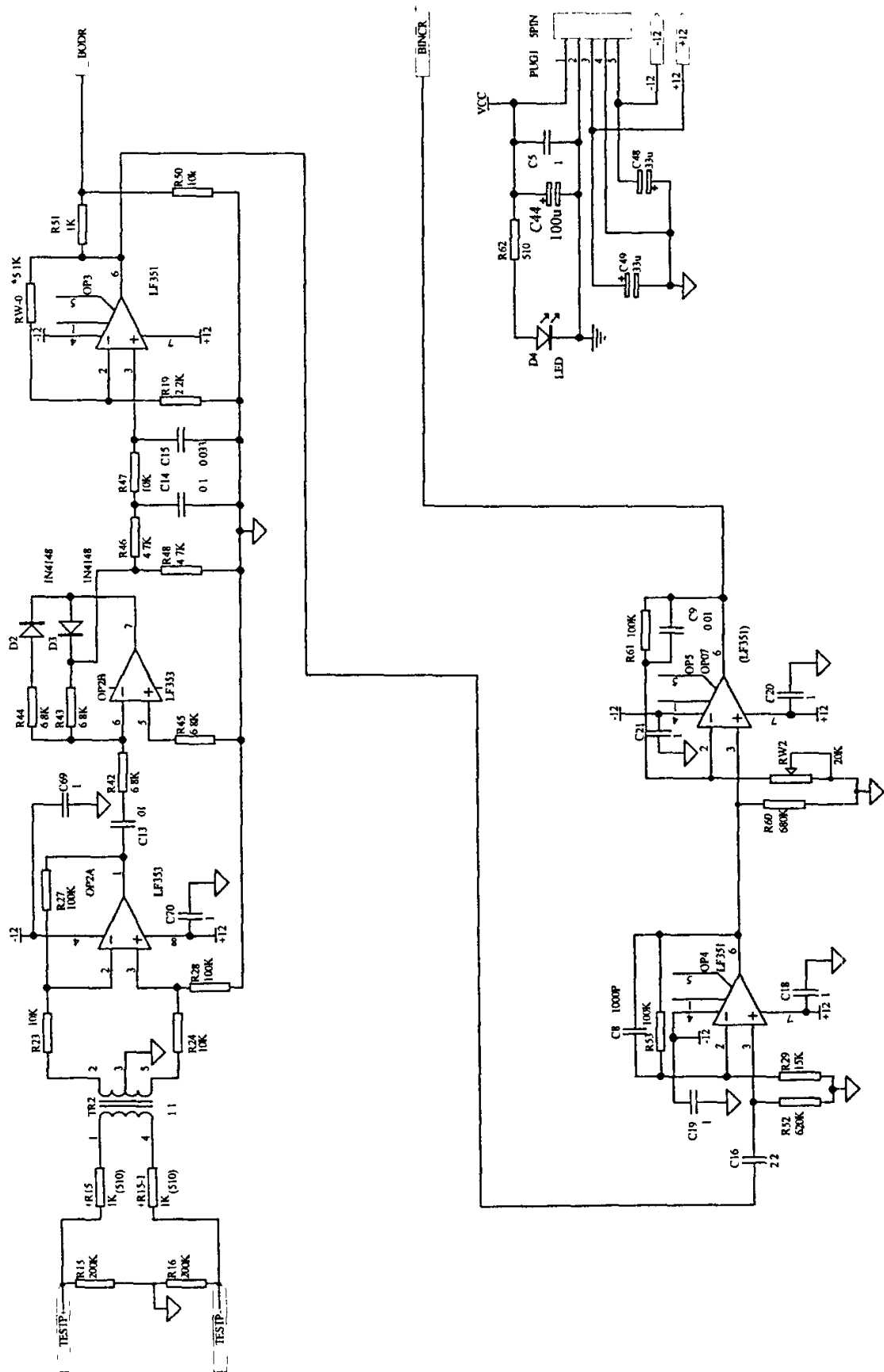


图 26

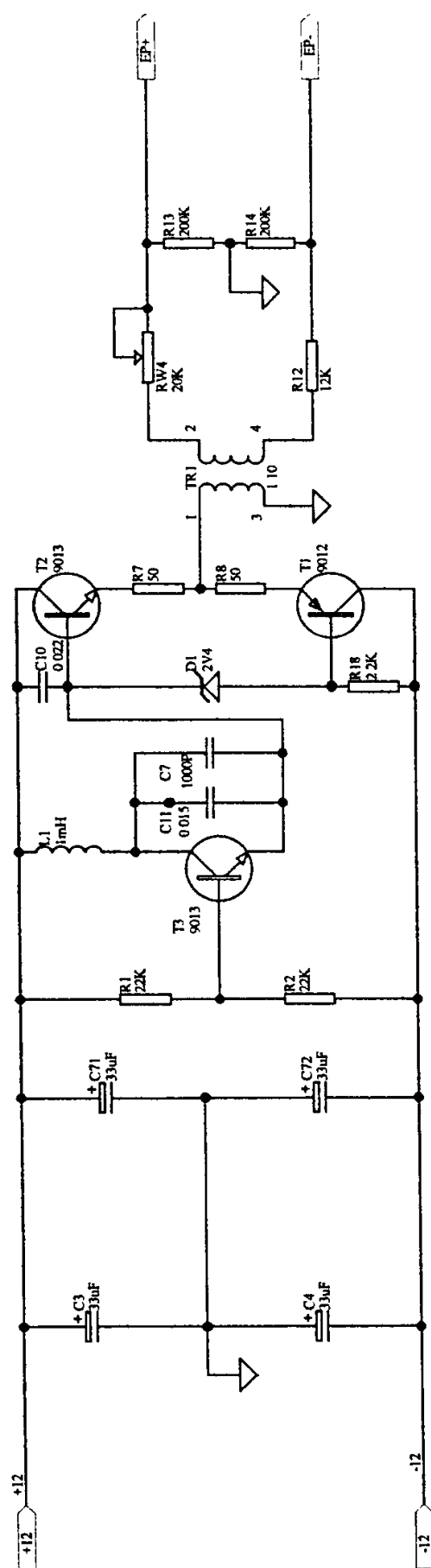


图 27

专利名称(译)	导纳式血液循环自动检测方法及用该方法构造的检测仪		
公开(公告)号	CN1305774A	公开(公告)日	2001-08-01
申请号	CN00124791.3	申请日	2000-09-15
[标]发明人	李志明		
发明人	李志明		
IPC分类号	A61B5/00 G06F17/00 G06F19/00		
代理人(译)	王明霞		
优先权	00101764.0 2000-01-20 CN		
其他公开文献	CN1166342C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种导纳式血流循环自动检测方法及用该方法构造的检测仪,具体地讲是一种同时对导纳微分环分析和对导纳图的频谱分析而实现的检测方法及其检测仪;本发明提出的导纳微分环和导纳频谱分析综合技术,不但克服了基础阻抗(Z_0)的影响,使其以波幅值为主要指标而派生出的其它各项泵功能指标的重复性稳定和可靠,且可以对波形进行大量化分析;导纳微分环和导纳频谱分析技术的结合运用,使得采用计算机进行快速、准确、量化检测血流循环程度、扩张速度、流入血流量、动脉弹性及静脉回流阻力等成为可能。

