

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 5/053

A61B 5/026 A61B 5/00

[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 00101765.9

[43] 公开日 2001 年 8 月 1 日

[11] 公开号 CN 1305776A

[22] 申请日 2000.1.20 [21] 申请号 00101765.9
[71] 申请人 深圳市辉大高科技发展有限公司
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 19 页 附图页数 15 页

[54] 发明名称 用来构造人体器官病变检测仪的导纳微分环

[57] 摘要

一种用来构造人体器官病变检测仪的检测方法,具体地讲是一种用来 构造人体器官病变检测仪的导纳微分环;本发明提出的导纳微分环(ADL) 概念,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,而且使其临床应用 范围又扩大到测定泵功能、早期舒张功能、左室收缩前负荷的评定以及 冠状动脉病变的早期发现与诊断;导纳微分环的应用,不仅可以反映颅内血管可扩张程度、扩张速度、流入血流量、动脉弹性及静脉回流阻力 等多种指标,更重要的是可以将指标定量化。

I S S N 1 0 0 8 - 4 2 7 4

权 利 要 求 书

1、一种用来构造人体器官病变检测仪的检测方法，其特征在于所述的方法包括采用单一园柱体模型或园柱体并联模型，导出人体特定部位的导纳变化 (ΔY) 曲线 $\Delta V = \rho_1 L^2 \Delta Y$ ，然后导出导纳变化对时间的一阶导数曲线 (dy/dt)，将 ΔY 与 dy/dt 两条曲线在已经建立的直角坐标系中的 X 轴与 Y 轴合成导纳微分环。

2、根据权利要求 1 所述的基检测方法，其特征在于所述的导纳微分环是脑导纳微分环、心导纳微分环、肺导纳微分环。

3、根据权利要求 1 或 2 所述的方法，其特征在于所述的脑导纳微分环包括根据头部脑血管的收缩与舒张期划分的四个相，其中：

I (S_1) 相是同 ΔY 的 1-3 段与 (dy/dt) 的 1-3 段曲线合成的；

II (S_2) 相是由 ΔY 的 3-5 段与 dy/dt 的 3-5 段合成的；

III (S_3) 相是由 ΔY 的 5-7 段与 dy/dt 的 5-7 段合成的；

IV (S_4) 相是由 ΔY 的 7-9 段与 (dy/dt) 的 7-9 段合成的。

4、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间期划分的五个相，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)。

用来构造人体器官病变检测仪的导纳微分环

本发明涉及的是一种用来构造人体器官病变检测仪的检测方法，具体地讲，本发明涉及的是一种用来构造人体器官病变检测仪的导纳微分环。

现有技术中，常常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。

根据不同的部位，可以测定不同的阻抗图，例如，脑部指定部位描写下来的称为脑阻抗图，表示脑血管系统由于容积或血流变化而引起的阻抗变化。

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，并可用以反映体内某一容积（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液量(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横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。

根据园柱体并联模型，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 。

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 为园柱体模型的长度。

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)是单一园柱体模型，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含有其它组织的，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：

$$\text{单一血管园柱体模型公式为：} \Delta V = -\rho_1 L^2 \Delta Z / Z^2$$

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

两式比较， Z 是血管本身的园柱体模型阻抗，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。

脑导纳图是指头部表面测出来的导纳变化，所述的变化来源于搏动

性的血管容积和血流速度的变化，籍此可反映脑血管的功能状态，进而推断某些疾病。

脑血流图的波形及其形成原理，正常脑血流图检测，多采用额乳和枕乳导联，其 ΔY 与 dy/dt 见附图1、2的波形图所示。

脑 ΔY 波形可见图1，包括：

上升支——即由基线起陡直上升至顶点。当心脏收缩时，血液由左心室射入主动脉，其中心脏每搏输出量（SV）中有10~11.3ml的血量输送给脑，即每100克脑组织血液供应有0.53~0.66ml，在快速射血期，头部血容量迅速增加，血流速度较快；此时脑血管扩张，血流量增加，头部脑导纳升高形成了脑导纳图波形的陡直上升支。上升起点与S1相对应，在ECG的R波之后约0.12~0.16秒左右。

下降支——由重搏前波（S'波）、重搏波前切迹（降中峡）、重搏波（D波）及重搏后波（D'波）组成。在心脏缓慢射血期，血流量减小，血流速度减慢，扩张的主动脉与颈动脉回缩，脑血流量较前减少，形成降支前面，即S'波。当心脏收缩结束，心脏开始舒张，心室内压力下降，低于主动脉内压时，主动脉瓣关闭，主动脉内血流向主动脉瓣方向回冲，产生反作用力，加之主动脉继续回缩，使脑血流量又一次轻度增多，造成脑导纳增大，即形成重搏波（D波）。重搏波前的一个切迹称降中峡可标志心室开始舒张，主动脉瓣关闭。此后，主动脉进一步回缩，但回缩力逐渐减小，脑血流量也较前减少，导纳也逐渐减小，形成重搏后波（D'波）。

房缩波（A波）——在下降支后出现的一个小的正向波。右心室在等容舒张期末，压力低于右心房，三尖瓣开放，血液从右心房迅速流入右心室，右心房压力很快下降，又一次促进外周静脉内血液向右心房回流。头部静脉回流加快，血容量降低，促使脑血流图下降支进一步下降。当颅内静脉回流障碍时，出现一个正向波，此波在下降支末端，下一组波开始之前，称房缩波（A波）。正常人左测可出现房缩波，右测无房缩波，如右测出现A波或左测出现较大的A波多反映为病理性波，反映颅内各种原因引起的静脉回流受阻。

对大量的人群的脑导纳图分析得出临床意义与波形的关系可见图2。

常见图形与临床意义的关系如下：

陡直波——上升支陡直，上升时间短，主峰角锐，下降支上重搏波明显，峰谷较深；表示血管弹性好，血液在血管中充盈的速度正常，流动和排放速度也正常，是典型的正常图型，多见于青年人。

平顶波——上升支陡直，但到达峰顶后不立即转为下降支，以至在主峰上出现0.10-0.16秒的一个平顶，此时多伴有重搏波减低，峰谷变浅，主峰角变钝；表示血管紧张度增高，血管弹性扩张程度减小，血流排出能力变差，临床上见于高血压、头痛和动脉硬化的早期，健康人出现在40岁左右。

圆顶波——上升支陡直，但主峰角呈弧状，伴重搏波减低，峰谷变浅，属平顶波的变异；其意义与平顶波类同。

速降波——上升支陡直，下降支下降迅速，峰谷接近基线，重搏波明显，主峰角尖锐；速降波提示动脉扩张，流出加速，多见于青年人血管扩张性头痛及口服血管扩张药物后。

低张波——此波特点与速降波相似，唯波幅较高（波幅值常在0.25 Ω 以上）；提示血管平滑肌弛缓、张力低，多见于血管运动性头痛病人及

服用大量血管扩张药物后，与血管舒缩机能障碍有关。

三峰波——上升支陡直，到达主峰顶之前形成第一峰；主峰顶为第二峰；重搏波位置抬高，峰谷变浅形成第三峰。呈三峰并列状态；表示血管紧张度增高或容量性小血管扩张，而血管壁弹性较好，可见于高血压病的早期，也可在健康人中出现。

三峰递增波——上升支呈阶梯上升，到达主峰顶时已形成第一、第二和第三峰：此波多伴上升支幅度减低；表示血管紧张度明显增高，阻力增强，弹性减退，多见于动脉硬化的病人。

转折波——上升支到达峰顶以前速度减慢，形成转折。依转折点在上升支的位置高低，分为轻、中、重三种。此时峰谷深度、重搏波高低，也有相应的改变，其中包括：

(1) 上 1/3 转折波——转折点在上升支的上 1/3 段，峰谷变浅，重搏波存在或隐见，提示轻度血管紧张度增高、弹性减弱。

(2) 中 1/3 转折波——转折点在上升支的中 1/3 段。峰谷更浅，重搏波隐见或不显。提示血管阻力增大，弹性减退。

(3) 下 1/3 转折波——转折点在上升支的下 1/3 段。重搏波多为消失，提示血管阻力大，弹性差。

转折波在健康人中，40 岁后呈直线上升。这与血管壁弹性年龄增长而生理性减退相符合。但如发生于年青人，则应视为不正常。为鉴别是生理性变化还是病理性改变，可口含硝酸甘油后，依图形改变的程度来判定。

倾斜波——上升支自起始部就呈倾斜，直至峰顶，上升角度小，重搏波多为消失，提示血管阻力大，弹性差。

正弦波——上升支缓慢倾斜，主峰角钝而圆，重搏波消失，上升支和下降支大致相称，近似拱门状；表示血管阻力极度增强，弹性差。此型多伴有波幅减低，为脑动脉硬化所致。

低平波——上升角度小，主峰角变钝，重搏波变平，波幅低（低于波幅正常值下限的 50% 以上），近似水纹波；表示搏动性血容量减少。各种原因导致的供血不足。

脑血流图所测指标一般来自纵轴参数和横轴参数以及他们的复合参数，见附图 1，在纵轴参数中较为常用者有下述三项。

1、波幅 (H)：通常反映搏动性血管的扩张程度和血流供应情况。利用两侧脑血流图的波幅差可判断两端供血的差别。

2、转折高 (H_1)：通常反映血管由快速扩张转为缓慢扩张的迟早，转折高愈低，表示血管扩张越困难。常用转折高与波幅之比 (h_1/H) 来作为指标，比值愈小，反映血管愈难扩张，多因血管弹性欠佳所致。

3、重搏波幅 (h_0)：重搏波的高度，其与波幅比值。即 (h_0/H) 又称舒张指数。该指标一方面反映舒张期静脉回流的速度；另一方面反映脑动脉血管的弹性与血管的外周阻力。

在横轴参数中较为常用的有以下五项。

1、周期时间 (脉搏波波动时间 T)：由上升支起点至下降支终点所需的时间。 $60/T$ 即为心率。

2、流入时间 (上升时间，主峰灌注时间 T_1 ，秒)：从上升的起点至收缩波顶点所需的时间，上升时间表示心脏收缩后，血液开始流入脑血管至血管容量增大到最大程度所需时间。它与脑血管扩张程度和速度密切相关。它反映了大血管的弹性和小血管的紧张度。当颅内血管弹性好，

张力正常，流入道通畅，外周阻力较小时，上升时间就短。反之，当血管弹性减退或小血管紧张程度高，张力增大时，上升时间就延长。

3、快流入时间 (T_3): 快流入时间与上升时间相同。快流入时间反应了脑血管的快速充盈时间，它除与心脏功能有关外，主要取决于脑血管的弹性。单纯测量快流入时间其意义较差，一般常计算 T_3 与 T_1 的比值 (T_3/T_1)。若比值增高，则反映脑血管弹性好，流入阻力小；反之，脑血管弹性差，外周阻力大。

4、收缩时间 (又称全灌入时间 T_4): 从上升支起点到切迹 (降中峡) 垂线之间的时间，以秒为单位。它反映了心动周期中，脑血管充盈所需的时间。收缩波时间与心率密切相关，评价时应用心率进行校正。它的长短主要取决于心脏的搏出量与心肌收缩功能。当心肌收缩功能好，心脏射血时间长，收缩波时间就长。在陡直型、三峰型或某些重搏波不明显的波形中这一指标测量就较困难。

5、脉搏波传递时间 (又称脉搏波延迟时间 $Q-C$): 在脑血流图和心电图同步记录中，心电图的 QRS 综合波的起点至脑血流图上升支起点之间的时间。这一段时间反映了左心功能好坏及从主动脉到脑血管整个动脉系统中血管壁的弹性状况。

根据以上指标可得出如下关系指标：

1、流入容积速度 (H/T_1): 即以收缩波高度 (H) 与流入时间的比值求得，单位为欧姆/秒。由于在脑血液循环障碍时常有波幅减低和上升时间延长共存，该指标比单纯的波幅指标更为敏感。

2、平均灌注速度：即在心脏收缩期内转折高高度 (h_1) 与波幅高度的平均变化量，单位为欧姆/秒。当陡直型、三峰型、平顶型时，由于 $h_1=H$ ，则 $h_1+H=2H$ ，平均灌注速度为 H/T_1 ，即波幅与收缩波时间之比值。

脑血流图虽然可反映脑血管的弹性、紧张度、充盈度和阻力。但脑血管的这些特性是与年龄、性别有着密切关系的。因此在分析脑血流图各项指标时应首先考虑年龄及性别的影响。

1、上升时间 (T): 上升时间随着年龄的增加相应延长，在 25 岁以下，男女上升时间较接近，30 岁以后，女性一般低于男性。

2、转折高比值 (h_1/h): h_1/H 与 T_1 有类似的变化规律，随年龄增加，转折高比值降低，女性一般低于男性。

3、重搏波明显性：随年龄增长，重搏波明显性随之降低，男女之间差别不很明显。

4、波幅：正常人左右两侧波幅略有差异，一般左侧略低于右侧值。男女各年龄组之间无显著差别，而男女各年龄组性别间波幅均值有显著差别，女性波幅高于男性。

脑 dy/dt 波形，见附图 3，可以看到 dy/dt 波形由以下组成：

1、C 波：为第一个高大的正向波，升支起点可定为 B 点，标志着主动脉瓣开放，脑部动脑开始扩张，达到波峰顶点时，扩张速度达到最大，回到基线时，扩张停止。此波与左心室的快速射血期相对应。各种原因造成脑动脉流入阻力增大时，C 波的波形及幅值均会发生改变和降低。

2、X 波：此波为继 C 波之后的一个负相波，此波的 X 点与主动脉瓣关闭点相对应。因为此波处于左室的缓慢射血期，所以此波的幅度与 X 点的明显性与左心室缓慢射血期中脑动脉的缓慢灌注程度以及主动脉瓣的功能状态有关，当脑动脉压力增高及主动脉瓣关闭不全时，此波的幅度与 X 点的明显性均下降和不明显。

3、O 波：此波为继 X 波之后的一个正相波，该波处于左室的早期舒张时间，该期反映脑动脉血管内血液向周围循环流动的程度。当脑动脉硬化时，循环阻力加大，此波幅度就会降低。

4、Y 波：此波为继 O 波之后的又一个负向波。该波处于左室的晚期舒张时间，它一方面反映了动脉血继续向周围循环灌注的情况，同时也反映了静脉血的回流情况。由于此二因素中静脉回流情况多易受各类脑部疾病的影响而发生波动性变化，因此该波的幅度与波型主要与静脉回流有关。当各种疾病造成脑静脉回流阻力增大时，此波的幅度会明显增大。

除了上述关于脑的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，就可以构成了构造检测仪的基础。

本发明的目的在于提供一种采用导纳微分环检测人体器官病变的方法，具体地将，是提供一用来构造检测仪的导纳微分环。

本发明的目的可以通过以下手段得以实现，测定某器官的导纳 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 是本发明所述的典型脑导纳图波的组合命名及测量图，；

附图 2 是本发明所述的脑导纳额—乳导联常见的 ΔY 与 dy/dt 波形图；

附图 3 是本发明所述的典型脑导纳图波额—乳导联的 ΔY 与 dy/dt 同步记录；

附图 4 是本发明所述的典型的额—乳导联的脑导纳变化曲线；

附图 5 是本发明所述的典型额—乳导联测得的导纳变化速度 (dy/dt) 曲线；

附图 6 是本发明所述的典型脑导纳图波由额—乳导联测得的 ΔY 与 (dy/dt) 合成的脑导纳微分环波形；

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 是脑阻抗图和脑阻抗微分图之间的关系；

下面是对本发明的详细描述，通过以下的详细描述，可以更加清楚地理解本发明。

在上述研究的基础上，本发明的研究人员提出一个重要概念，即导纳微分环。

首先，研究人员在下面详细描述脑导纳微分环的合成、分相与临床意义，如前所述，根据导纳原理，给头部特定部位施加一个恒压源，通过一定导联部位的两个电极可以测出其电流变化，此电流变化可以代表导纳变化 (ΔY)，而导纳变化又反映了两测量电极间血管容积的变化。

从图 4 可见，导纳变化曲线从 0 点开始，此时脑血管尚未扩张，此时的导纳值为 Y_0 ；当曲线上升至 1 点时，导纳变化值达最大，表示血管扩张至最大程度；当曲线下降到 2 点时，导纳减小，表示血管回缩；当曲线达到 3 点时，导纳值又开始增加，表示血管再次扩张；当曲线回复至 4 点时，导纳值又继续减小，直到 Y_0 值，表示血管回缩至未扩张前状态。因此，从导纳变化的角度看，此曲线反映了导纳增大——减小——再增大——再减小——直至达到 Y_0 值的动态变化过程；而从血管容积变化的角度看，则应看做为血管扩张——回缩——再扩张——再回缩直至缓慢回缩至扩张前状态这一个动态变化过程。

因此，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 6 的图形。

图 6 反映了由 ΔY 与 (dy/dt) 合成的脑导纳微分环波形，此图形根

据头部脑血管的收缩与舒张期可划分为四个相。

I (S_1) 相是同 ΔY 的 1-3 段与 (dy/dt) 的 1-3 段曲线合成的, 此相主要反映由于左心室的快速射血造成的头部血管的快速扩张过程, 即快速扩张过程的程度和速度, 实际上也可以说是反映头部血管的扩张程度和进入头部的动脉血流量; 当各种因素造成进入头部的血流阻力增大或血流量减小时, 由于纵横轴值均减小, 此相面积会减小, 所以 I 相的面积和形状可以反映头部所测部位血管的流入阻力和血流量多少。

II (S_2) 相是由 ΔY 的 3-5 段与 dy/dt 的 3-5 段合成的, 此相主要反映左心室由快速射血转入缓慢射血时导致头部血管的轻度回缩, 所以该相面积大小与形状可反映左心室缓慢射血期进入头部的血流量大小。

III (S_3) 相是由 ΔY 的 5-7 段与 dy/dt 的 5-7 段合成的, 该相起始部与主动脉瓣关闭相对应, 由于主动脉瓣关闭, 血流冲击主动脉造成一个冲击波, 因此 III 相的面积与形状除与主动脉瓣的关闭功能有关外, 同时也反映头部所测部位动脉的弹性大小, 当主动脉瓣关闭不全或头部动脉血管弹性减小时, 该相面积会减小甚至消失。

IV (S_4) 相是由 ΔY 的 7-9 段与 (dy/dt) 的 7-9 段合成的, 由此段处于心脏的缓慢舒张期, 因此, 此相的面积与形状除与头部动脉血流由主动脉弹性回缩, 推动血液继续向周围循环流动有关外, 还包括有静波回流波的成份, 因为动脉波在此期波动范围较小, 相对比较稳定, 而静脉可因各种造成形脉回流受阻的因素而使其波动范围较大, 因此, IV 相的面积和形状的改变多来源于静脉血流因素。这一点在临床上非常重要, 因为各类颅脑疾病造成颅内静脉回流受阻的因素很多, 采取这种方法可以无创性的对静脉回流阻力进行定量测定, 这对提早预防颅内高压的发生会起到积极的作用。

为了进一步验证脑导纳环各相面积的临床意义和可信性, 我们做了大量的动物实验以验证各相面积的意义 (见附表 2、3)。

从附表 2 中可见, 当夹闭犬一侧颈内动脉时, I 相面积与全环面积均见明显缩小 ($P < 0.01$); 说明脑导纳微分环的面积可以反映流入脑部血流量的多少。

从表 3 中可见, 当将犬颅骨钻洞后置入一可容水的皮囊, 并向囊内注水造成颅内实验性占位性病变, 导致颅内压升高时, IV 相面积明显增大 ($P < 0.01$), 这说明 IV 可明显反映颅内静脉回流阻力的大小。

总之, 脑导纳微分环技术的应用, 不仅可以综合性的反映颅内血管可扩张程度、扩张速度、流入血流量、动脉弹性及静脉回流阻力大小等多种指标, 更重要的是可以将以上指标定量化。

脑导纳图的横坐标为时间 (单位取 S), 纵坐标为导纳的改变量 (单位取 mS), 表示导纳的改变量随时间的变化情况, 因为导纳的变化量与血管容积的变化量有关, 所以脑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, 缺乏定量标准。

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，另外一块测压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，冠心病的发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迹象，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，从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、冠心病、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：冠心病、高血压；

冠状动脉造影结果：左冠前降支近端 2/3 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:51;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。

本发明提出的导纳微分环（ADL）概念，不但使导纳图克服了基础阻抗（ 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，而且使其临床应用范围又扩大到测定泵功能、早期舒张功能、左室收缩前负荷的评定以及冠状动脉病变的早期发现与诊断。

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	LJ	ADLI ± 2 指数	ADL5 指数	ADL5/ADL 指数
n	28	28	28	2828	28	
开胸前(b)	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 ± 1464.30	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 ± 0.96	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, $P < 0.05$, $P < 0.01$.

说明书附图

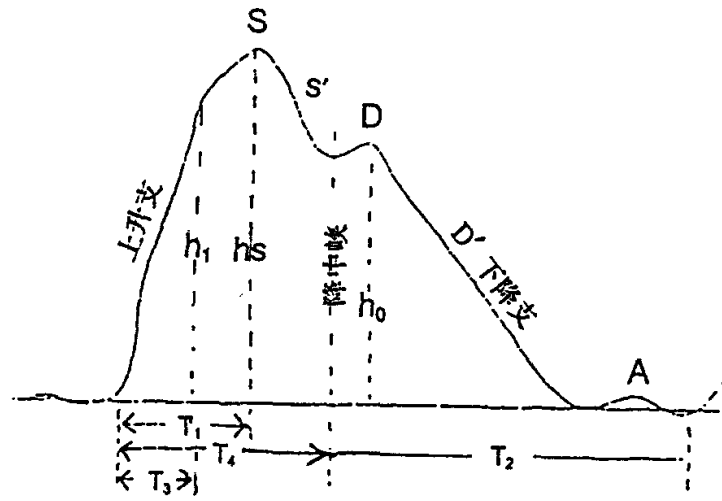


图 1

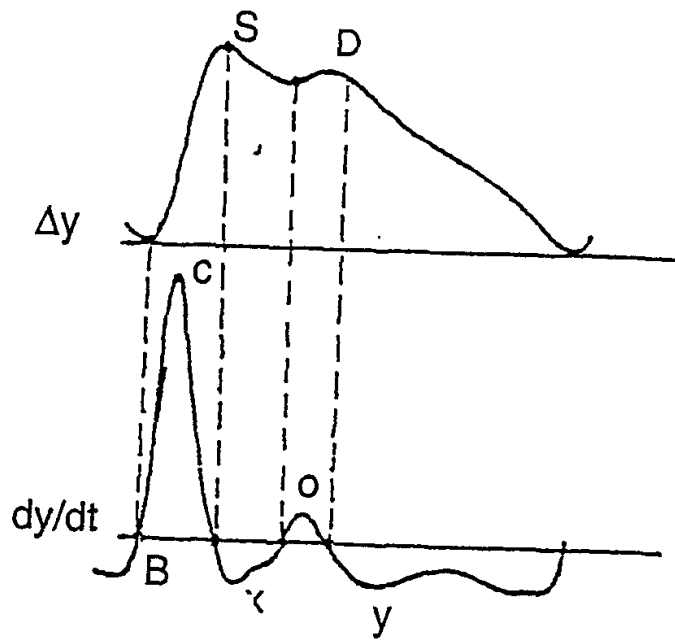


图 3

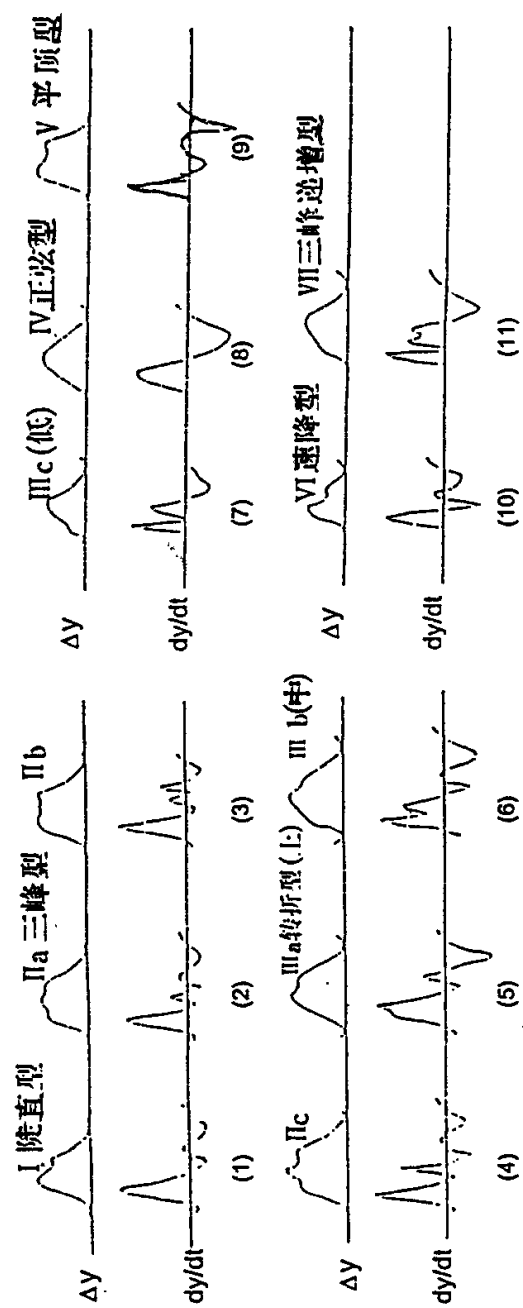


图 2

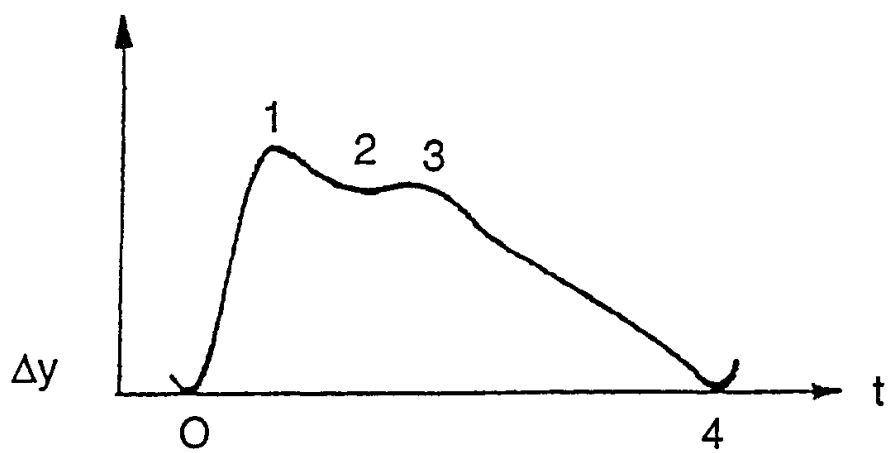


图 4

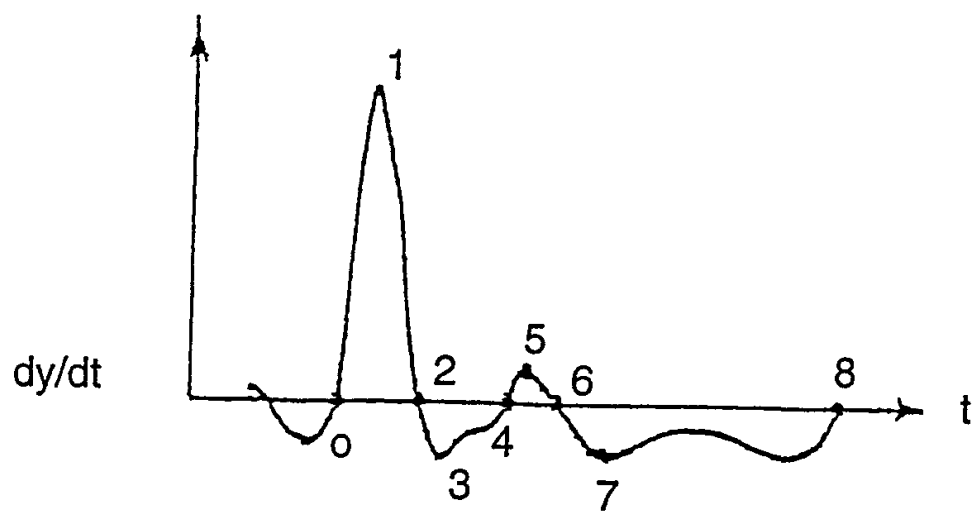


图 5

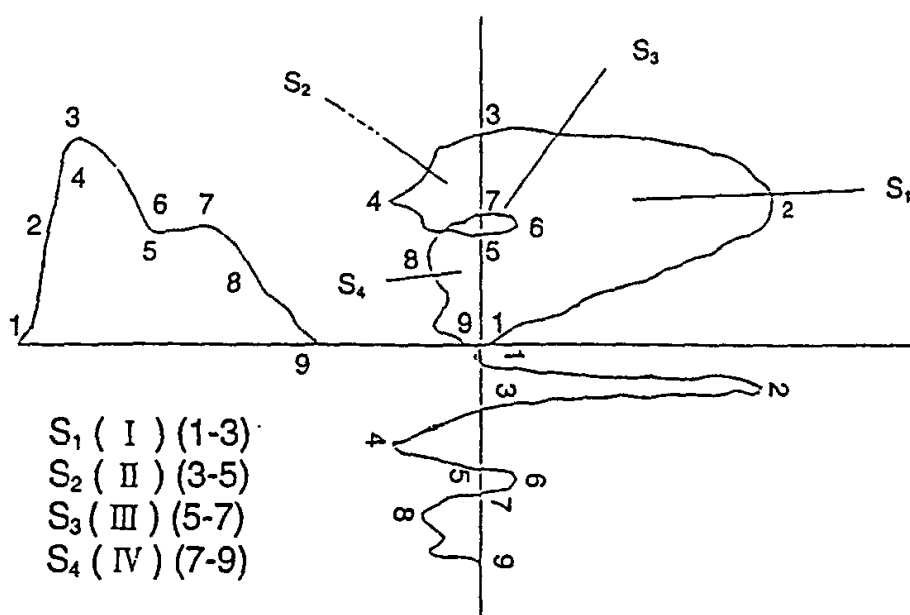


图 6

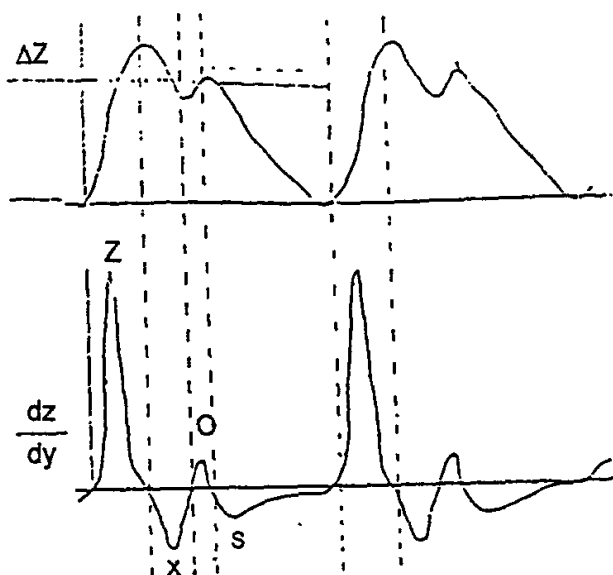


图 21

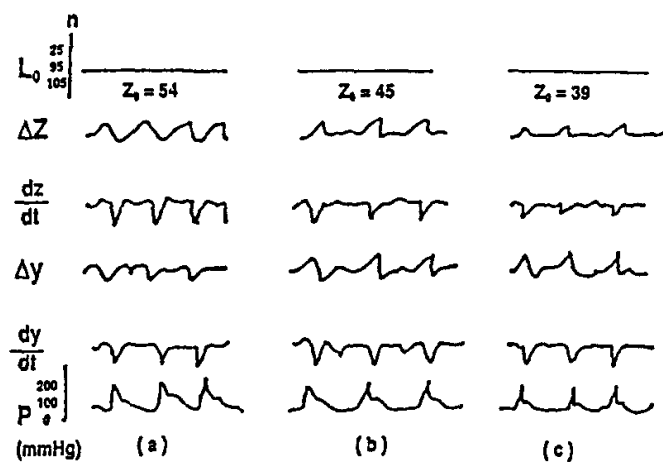


图 7

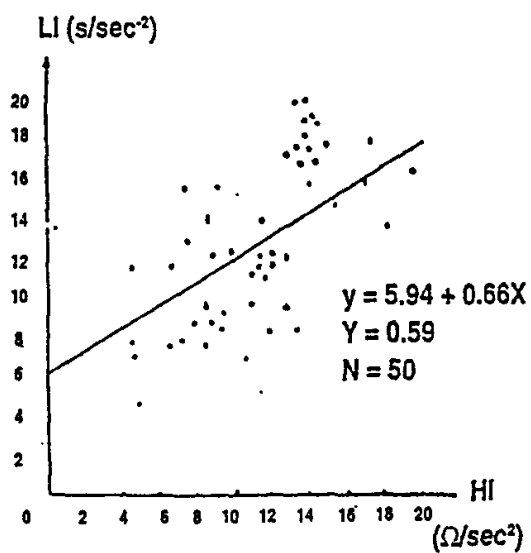


图 8

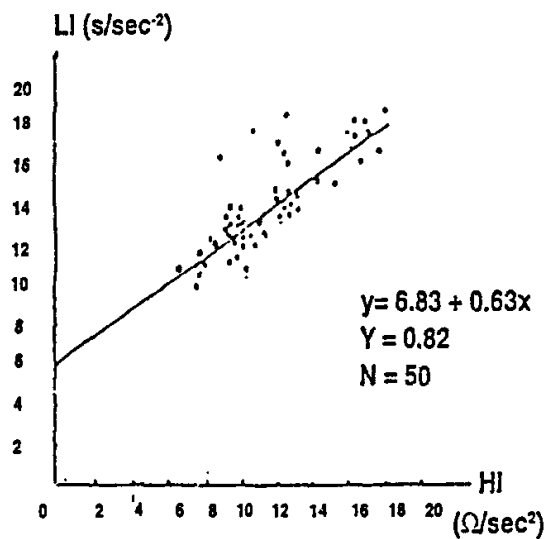


图 9

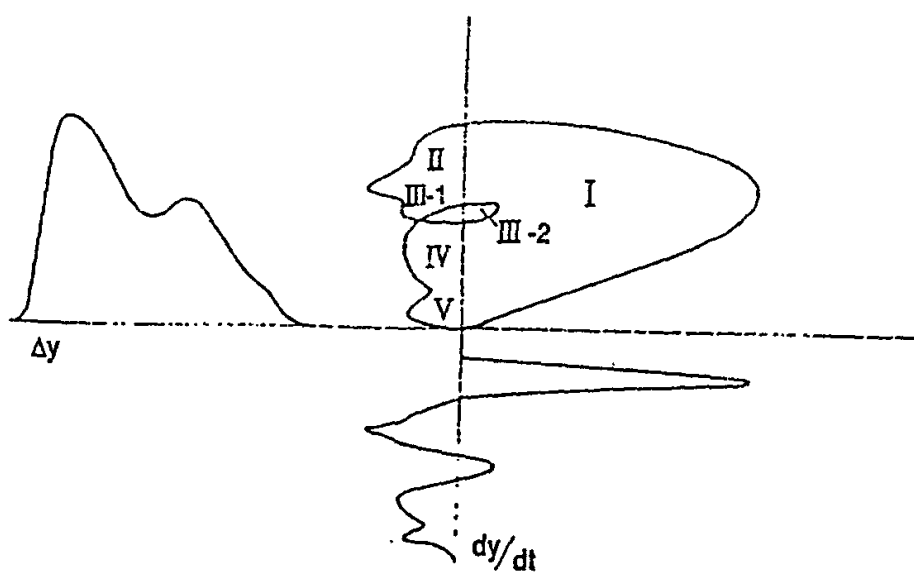


图 10

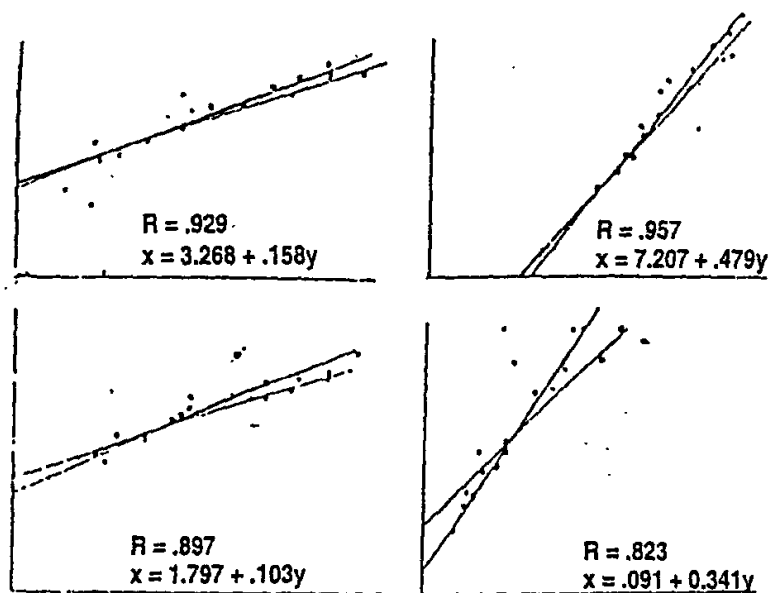


图 11

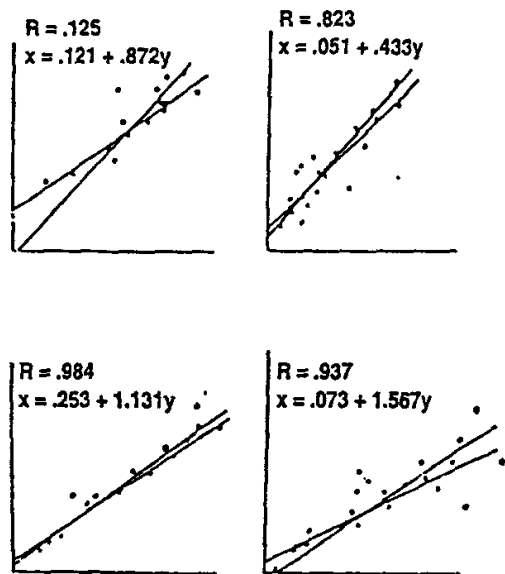


图 12

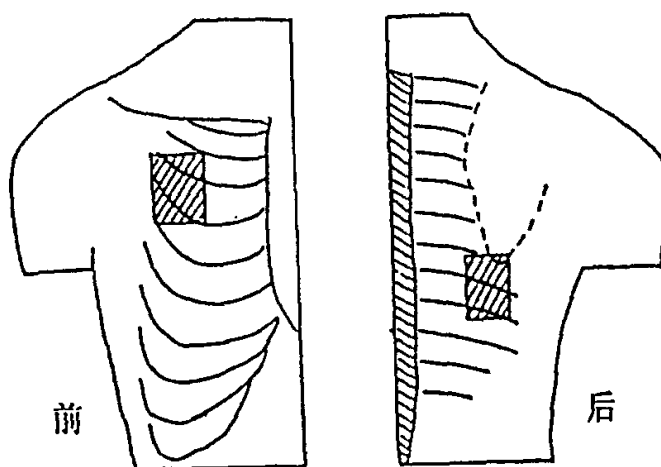


图 13

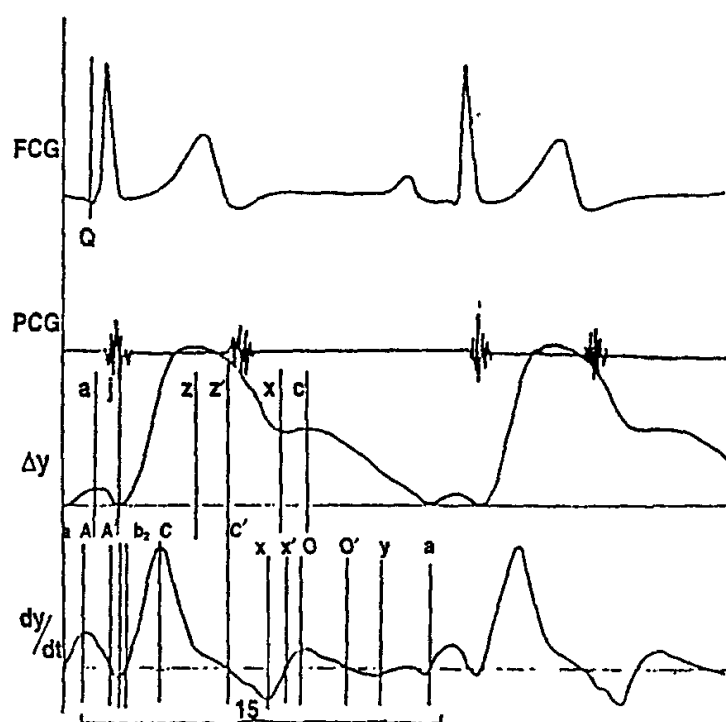
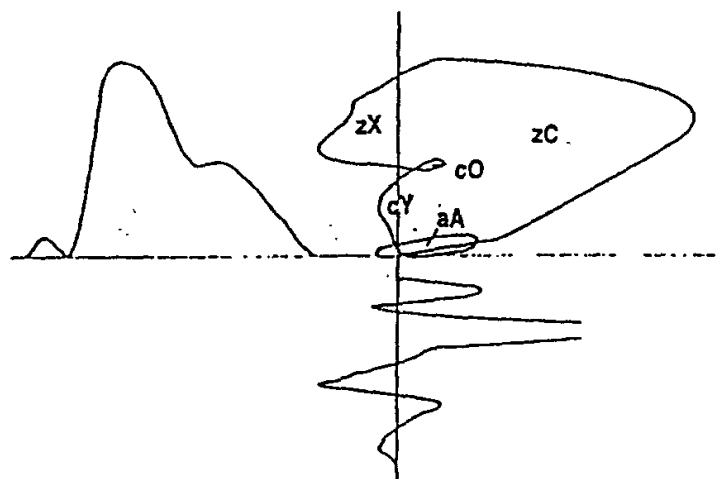


图 14

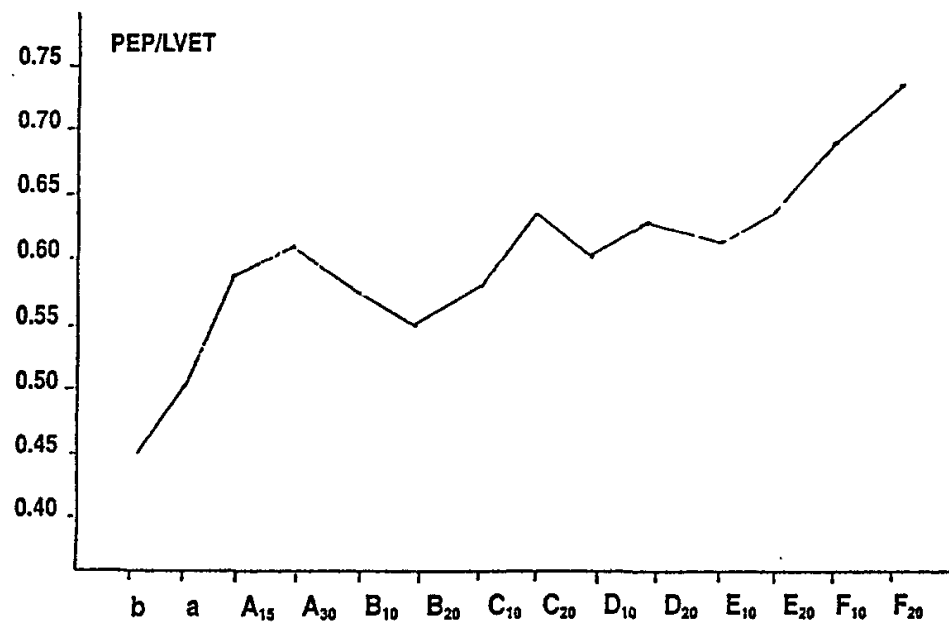


图 15

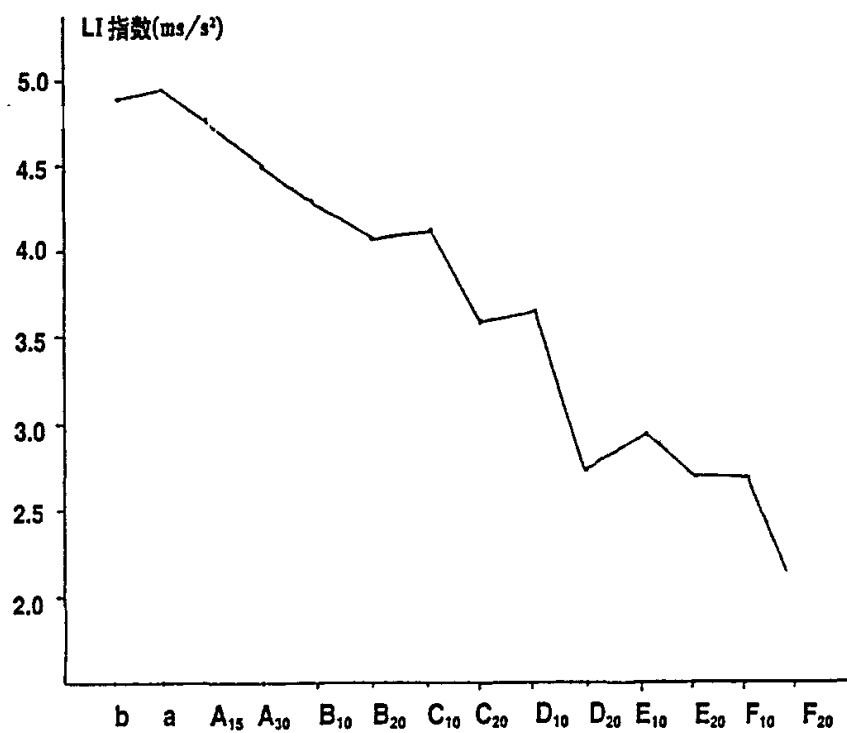


图 16

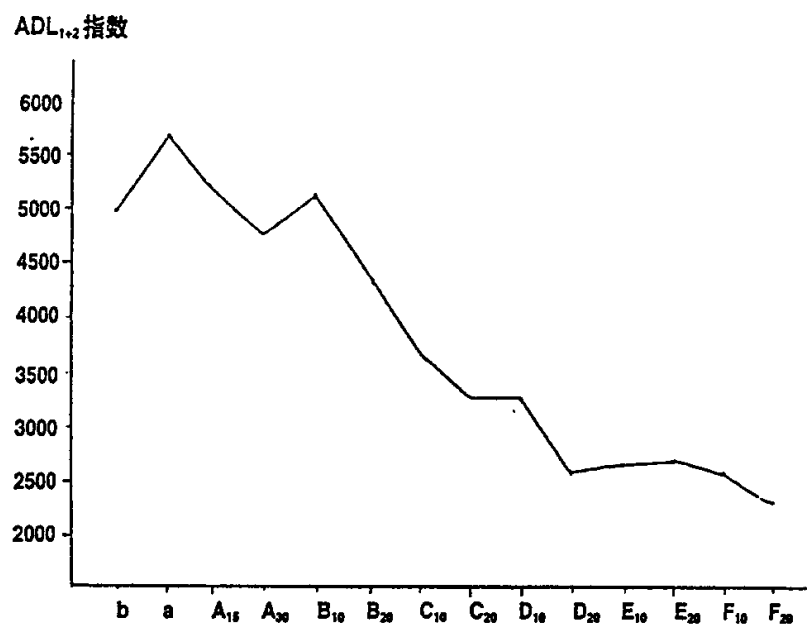


图 17

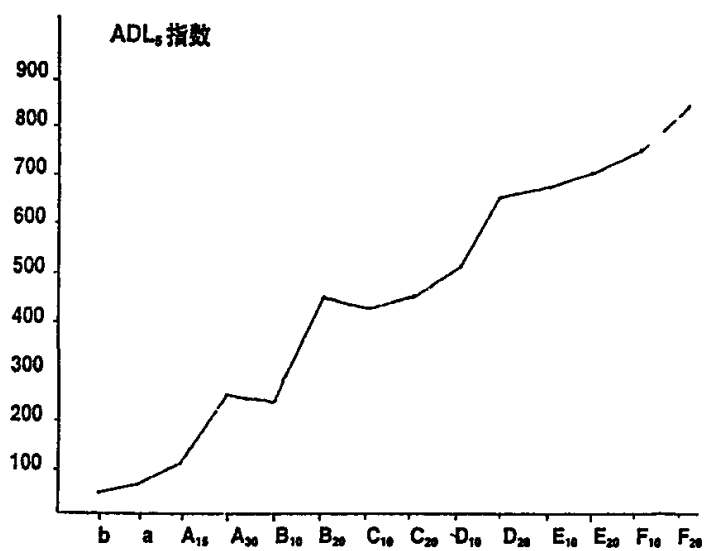


图 18、

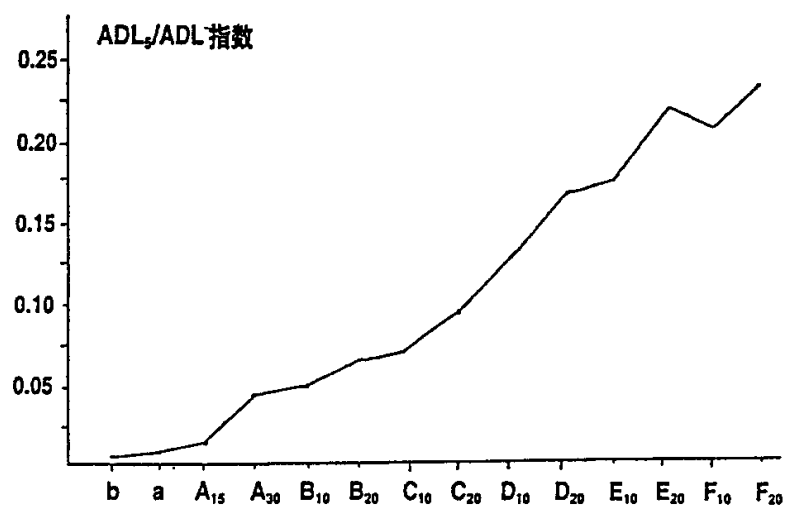


图 19

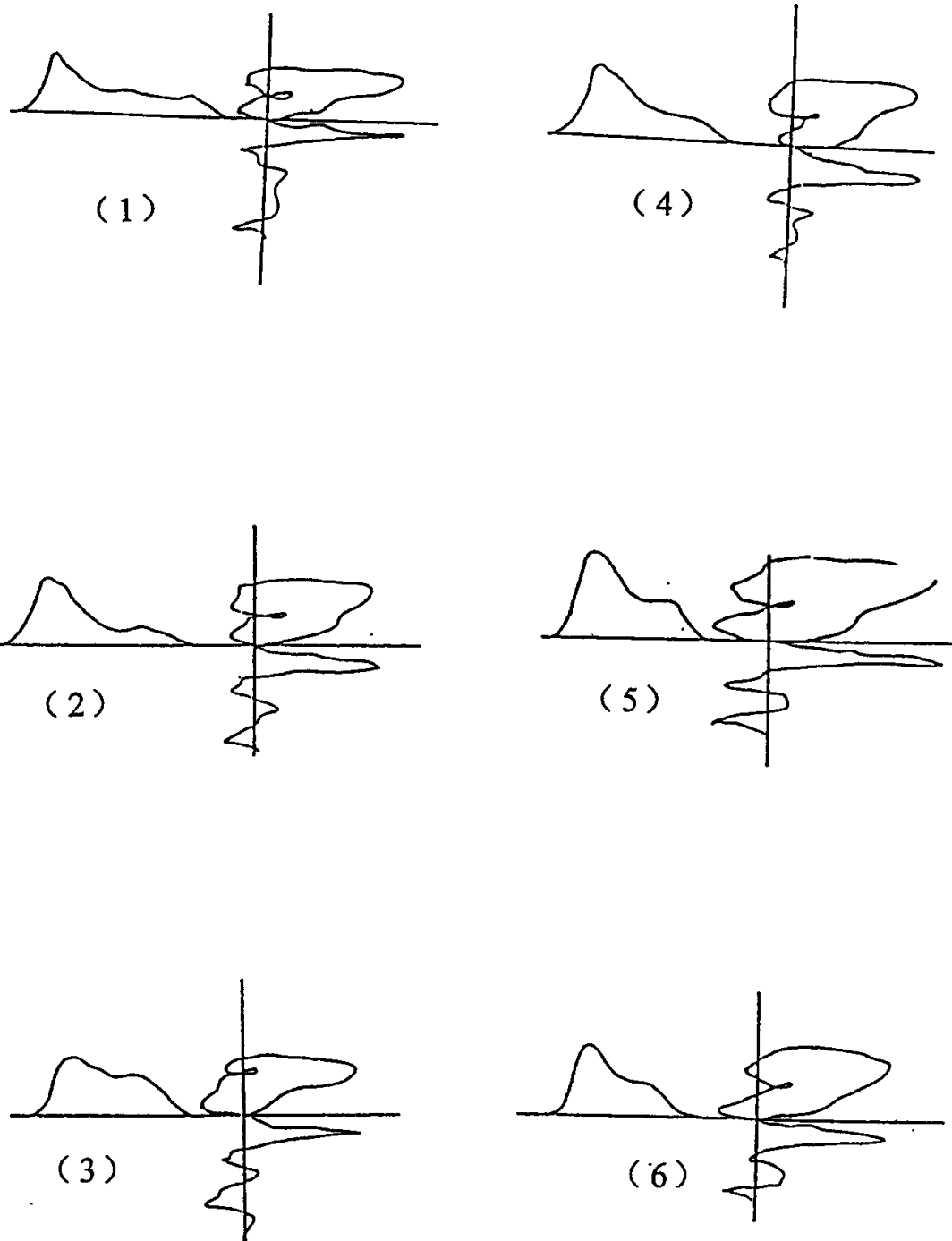


图 20

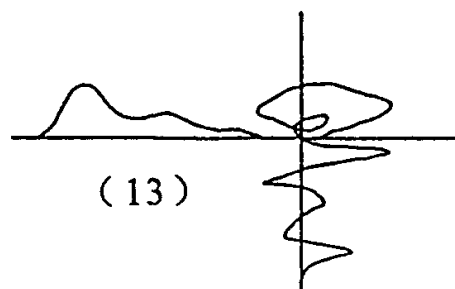
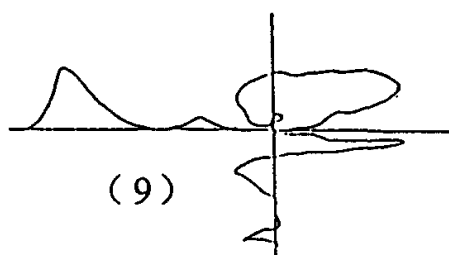
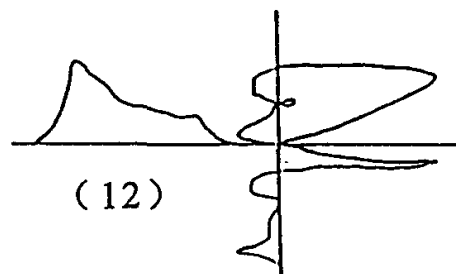
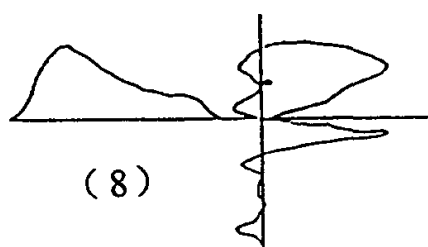
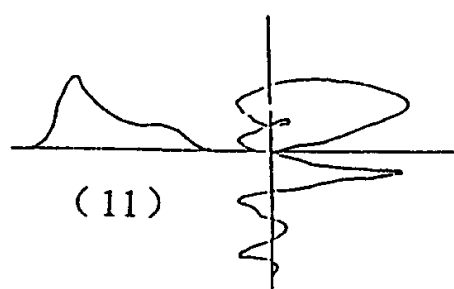
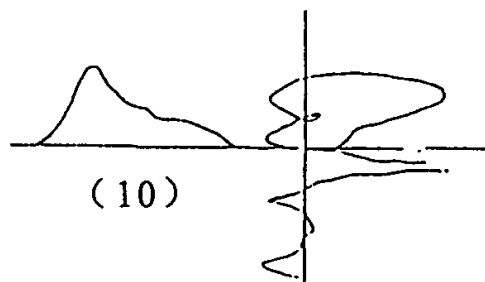
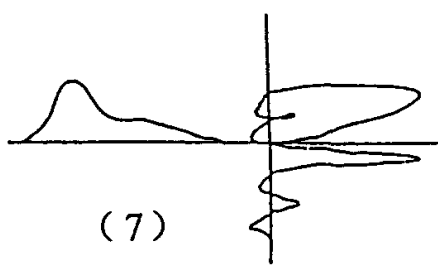


图 20

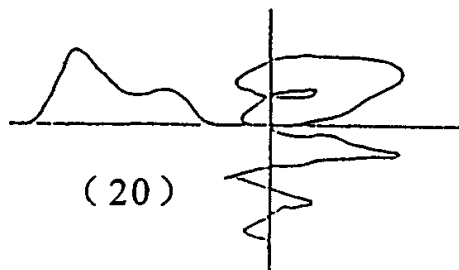
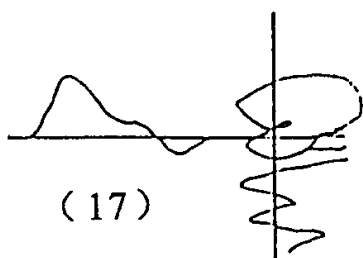
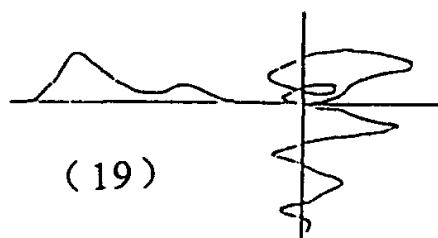
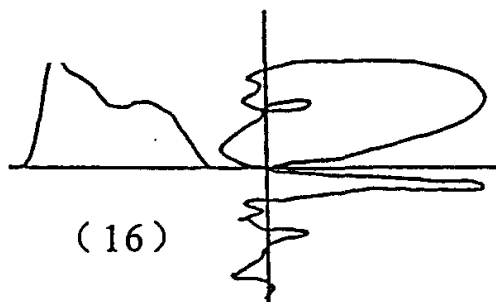
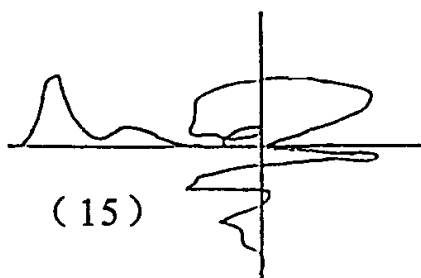
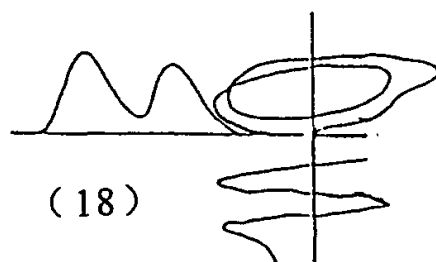
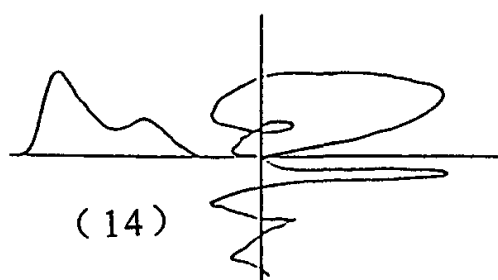


图 20

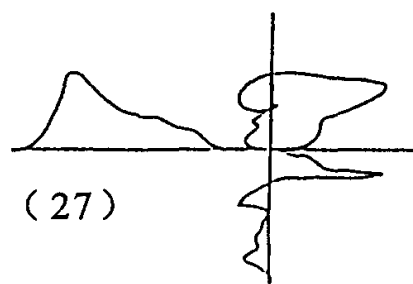
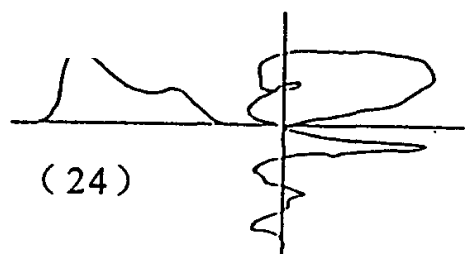
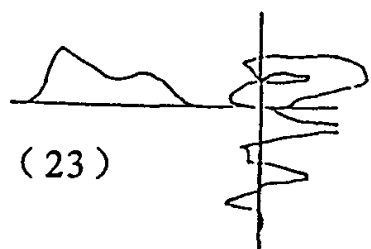
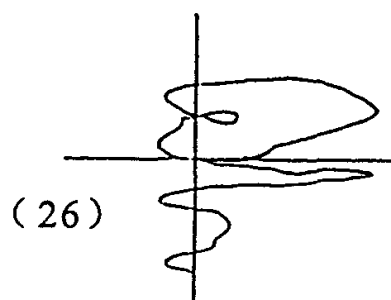
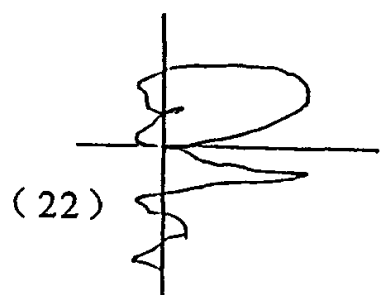
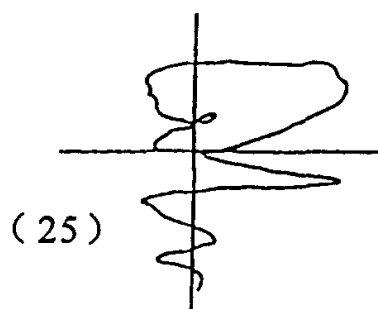
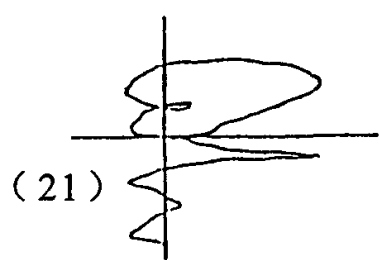


图 20

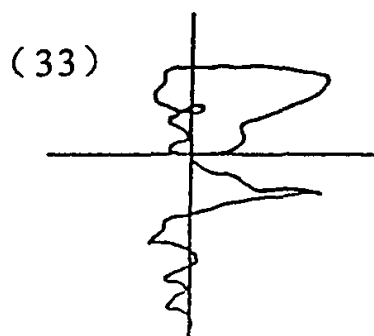
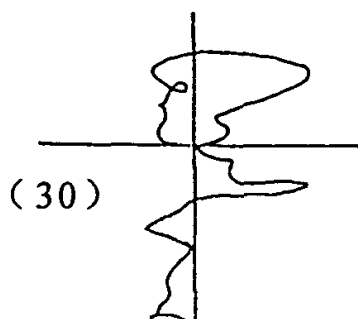
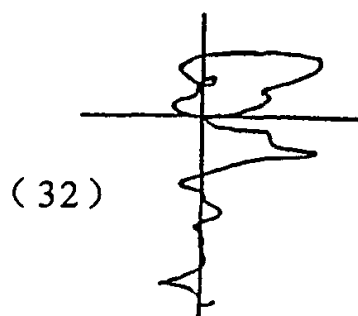
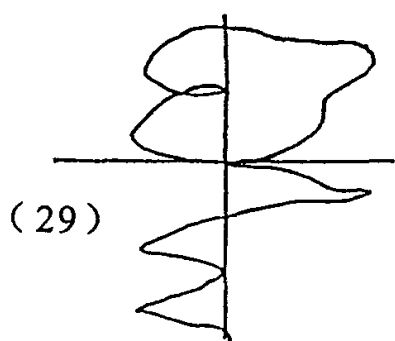
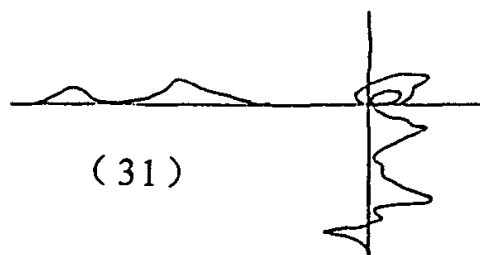
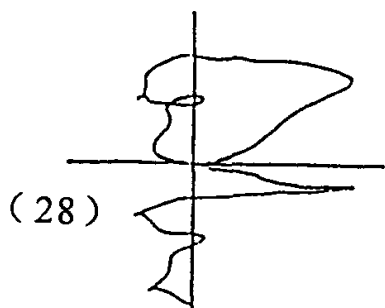


图 20

专利名称(译)	用来构造人体器官病变检测仪的导纳微分环		
公开(公告)号	CN1305776A	公开(公告)日	2001-08-01
申请号	CN00101765.9	申请日	2000-01-20
[标]发明人	李志明		
发明人	李志明		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/053 A61B5/026 A61B50/26		
代理人(译)	王明霞		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用来构造人体器官病变检测仪的检测方法,具体地讲是一种用来构造人体器官病变检测仪的导纳微分环;本发明提出的导纳微分环(ADL)概念,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,而且使其临床应用范围又扩大到测定泵功能、早期舒张功能、左室收缩前负荷的评定以及冠状动脉病变的早期发现与诊断;导纳微分环的应用,不仅可以反映颅内血管可扩张程度、扩张速度、流入血流量、动脉弹性及静脉回流阻力等多种指标,更重要的是可以将指标量化。

