

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 5/053

A61B 5/026



[12] 发明专利说明书

[21] ZL 专利号 00101762.4

[45] 授权公告日 2003 年 11 月 26 日

[11] 授权公告号 CN 1128605C

[22] 申请日 2000.1.20 [21] 申请号 00101762.4
[71] 专利权人 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
审查员 周东莉

[74] 专利代理机构 北京元中知识产权代理有限公司
任公司
代理人 王明霞

权利要求书 1 页 说明书 9 页 附图 8 页

[54] 发明名称 采用导纳频谱分析技术构造人体器官病变检测仪的方法

[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，本发明涉及的是一种用来构造人体器官病变检测仪的对导纳图进行频谱分析的方法；本发明提出的对导纳图进行频谱分析的概念，不但使导纳图克服了基础阻抗(Z_0)的影响，而且适宜对波形量化。

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

- 1、一种用来构造人体器官病变检测仪的对导纳图进行频谱分析的方法，其特征在于所述的方法包括采用圆柱体并联模型得总导纳为：

$$Y=Y_0+G_3=Y_0+\Delta A/(\rho_1 L); \text{并可得 } \Delta V=\rho_1 L^2 \Delta Y;$$

其中，Y 为总导纳

Y_0 为基础导纳

G_3 为血管扩张所出现的电导

ΔA 为血管扩张面积

ρ_1 为血液电阻率

L 为圆柱体模型长度

ΔV 为血管容积变化

ΔY 导纳变化

通过该公式测定某器官的导纳图，然后对得到的导纳图进行频谱分析，所述的频谱分析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，就形成了导纳图的频谱图，在导纳频谱图上，其横坐标即是频率轴，它的单位是赫兹（Hz）。

- 2、根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于取功率为纵坐标，则可形成功率谱图。
- 3、根据权利要求 2 所述的方法，其特征在于所述的导纳图的功率谱，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）。
- 4、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 变化后，其频率域所表示的图形。

采用导纳频谱分析技术构造人体器官病变检测仪的方法

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对导纳图进行频谱分析的方法。

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，脑部指定部位描记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)上出现一幅度很大的 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)

假设有一导电均匀、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：

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

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:

$$\Delta Y = Y - Y_0 = \Delta A / (\rho_1 L) = \Delta V / (\rho_1 L^2)$$

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

ΔV 为血管容积变化
 ΔY 为导纳变化

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:

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

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

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 S_1 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 0.25Ω 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；此波多伴有上升支幅度减低；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。这与血管壁弹性随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图的形状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、心导纳波形图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，例如采用计算机使特定形状与对应的临床症状进行统计意义上有关联的计算，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图频谱分析技术检测人体器官病变的方法，具体地讲，本发明是采用对导纳图进行频谱分析来构造检测仪的方法。

本发明的目的可以通过以下手段得以实现，测定某器官的导纳图，然后对得到的导纳图进行频谱分析即可。

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7是在 Z_0 相差较大时LI与HI的相关曲线；

附图8是在 Z_0 相差较小时LI与HI的相关曲线；

附图9为一正常人的功率谱图，左右两侧对称，图线重合。

附图10为一病人的功率谱图；

附图11为一左侧脑血管瘤患者导纳频谱图；

附图12为图11相应的导纳图；

附图13为一个最简单的正弦振动形式。

附图14为二个频率1:2的谐振动合成的一周期性振动；

附图15为一锯齿形振动分解为一系列谐振动；

附图16是以横坐标为频率、纵坐标为振幅的频谱图。

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采用对导纳图进行频谱分析，可以定量地分析。

首先，研究人员在下面详细描述脑导纳图的形成、形状及临床意义，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。

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。

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。

数十万例的临床检测证明，导纳图除幅值指标比较稳定外，其波形的形态特点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。

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。

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7），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8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9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10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定量化。

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。

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。

图11、12、13是各种脑血流图的功率谱图。

图11为一正常人的功率谱图，左右两侧对称，图线重合。

图12为一病人的功率谱图，左右不重合，左侧功率能量明显低于右侧。

图13为一左侧脑血管瘤患者导纳频谱图，左右两侧不重合，峰点错开，峰点频率值不同，反映左右两侧血管壁结构不同。

本发明提出的对导纳图进行频谱分析的概念，不但使导纳图克服了基础阻抗（ Z_0 ）的影响，而且适宜对波形定量化。

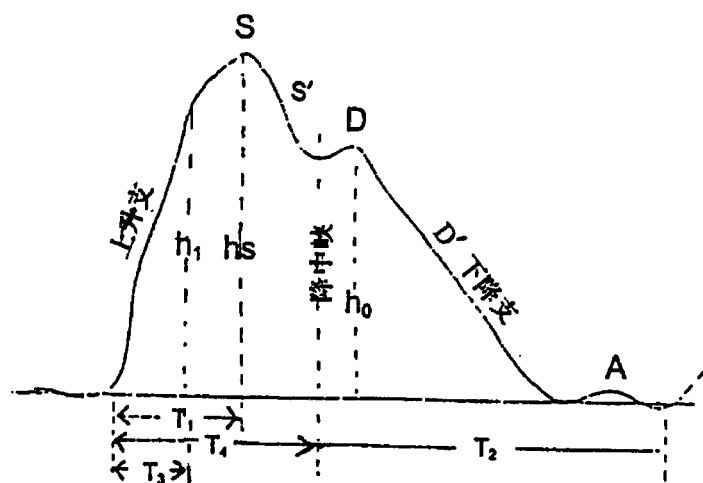


图 1

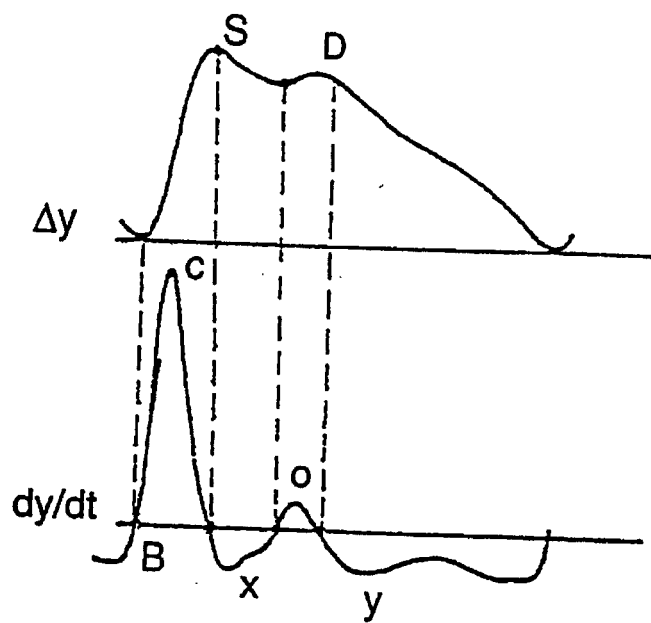


图 3

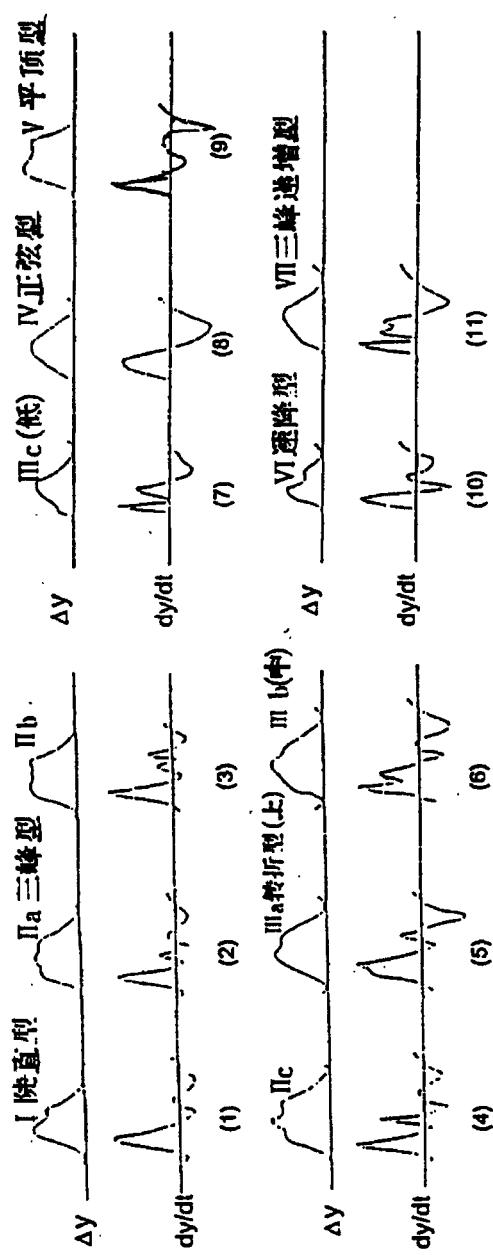


图 2

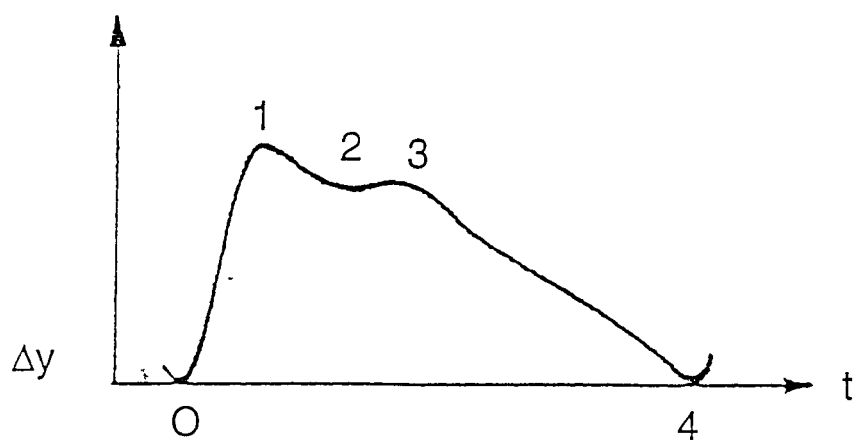


图 4

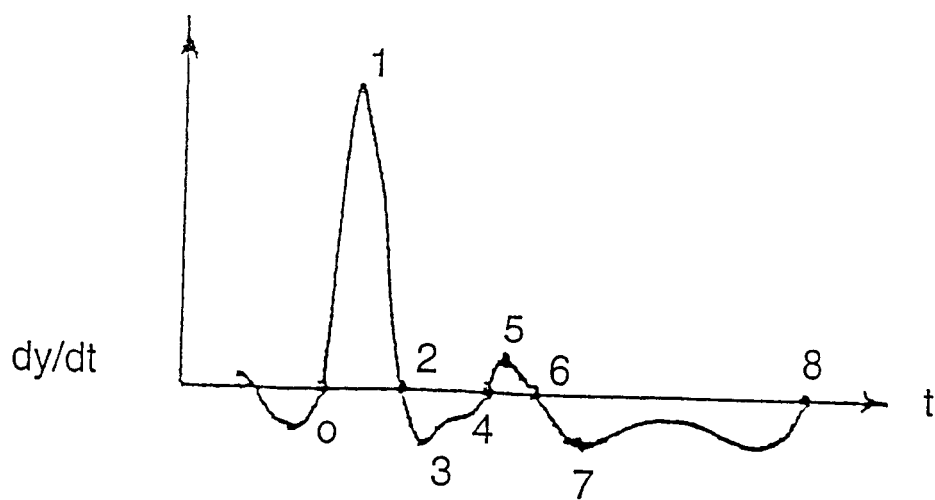


图 5

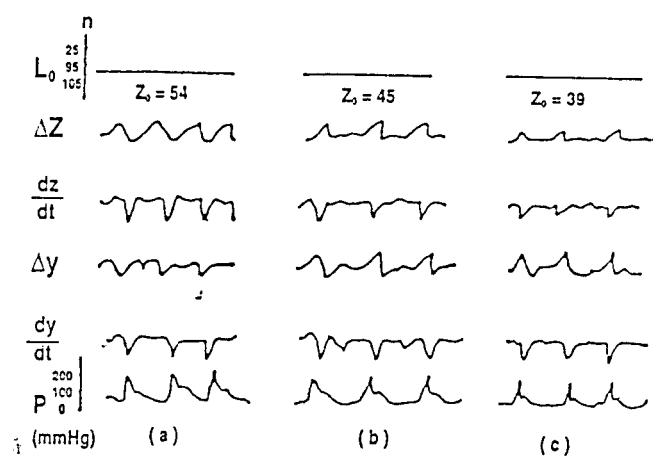


图 6

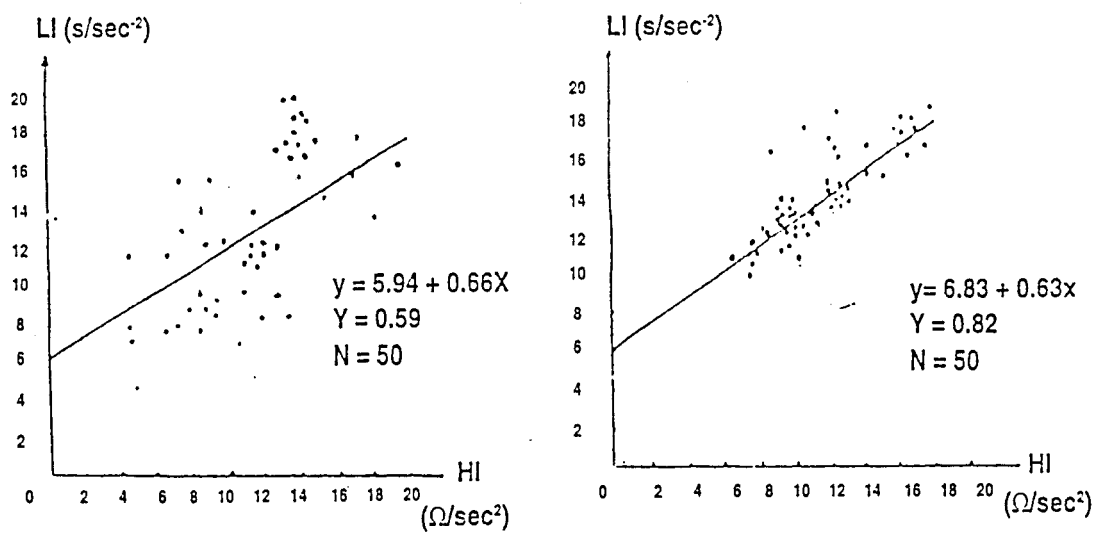


图 7

图 8

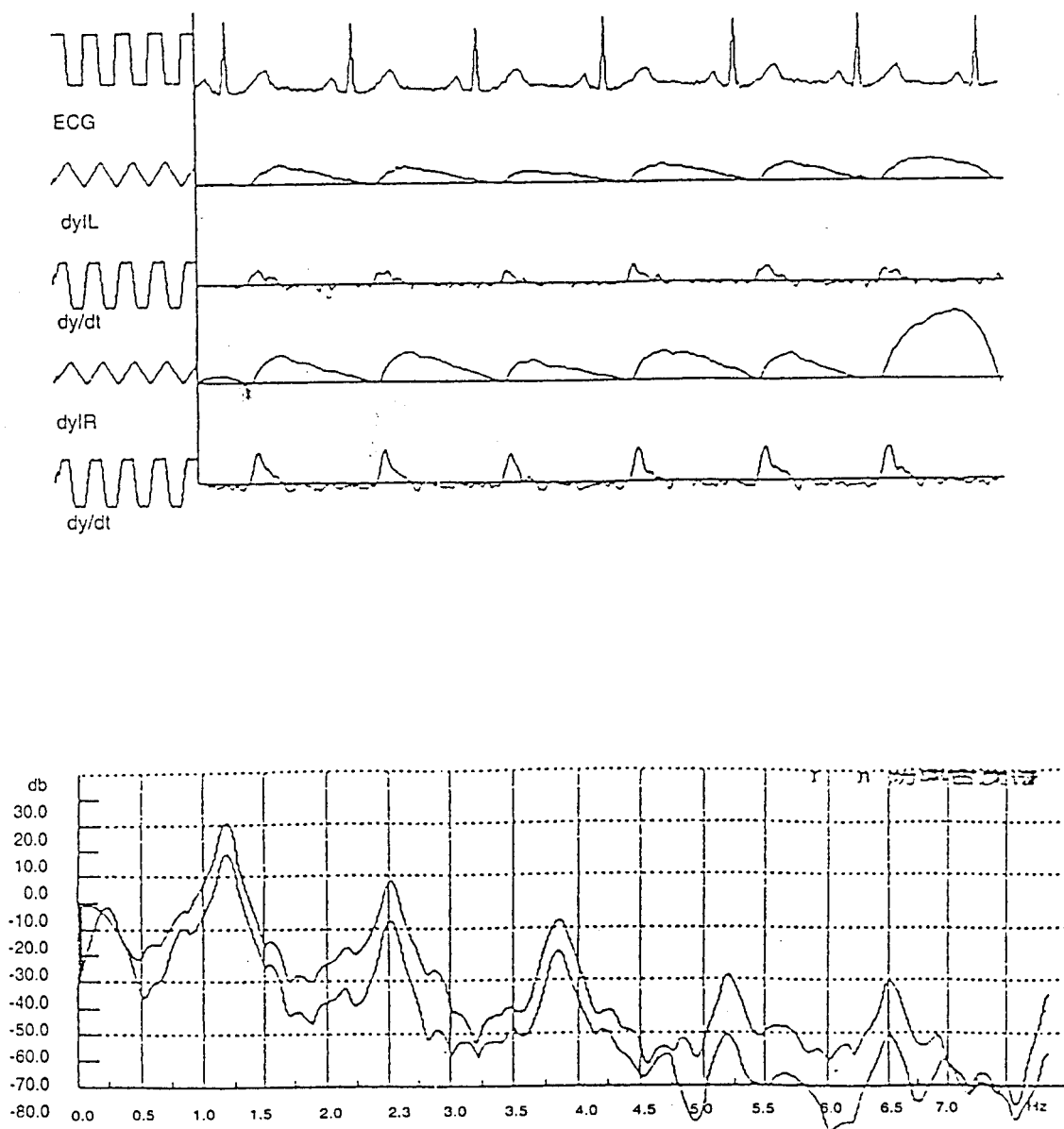


图 10

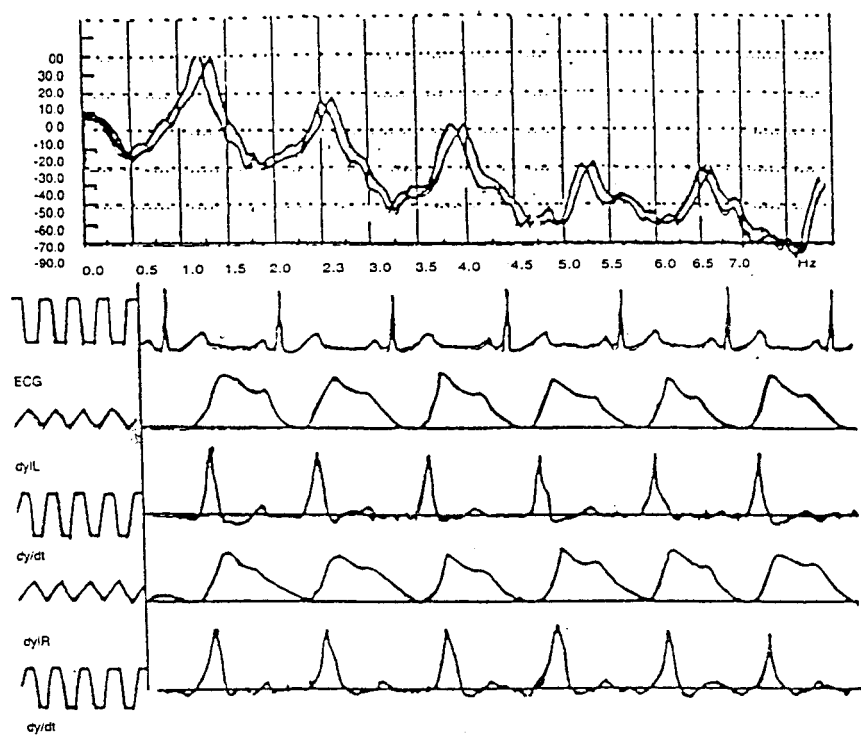


图 11

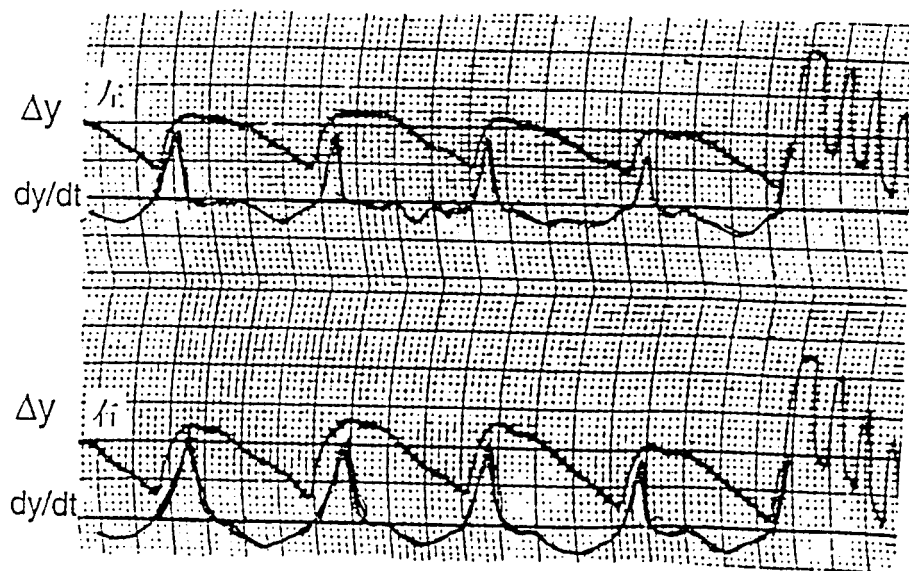


图 12

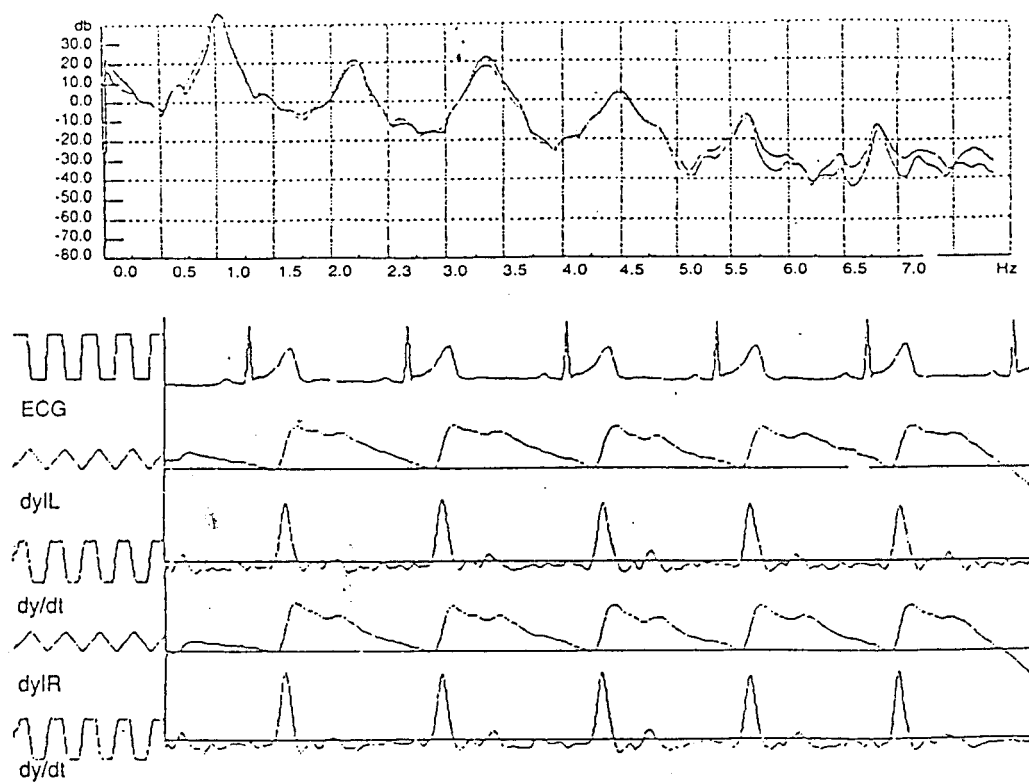


图 9

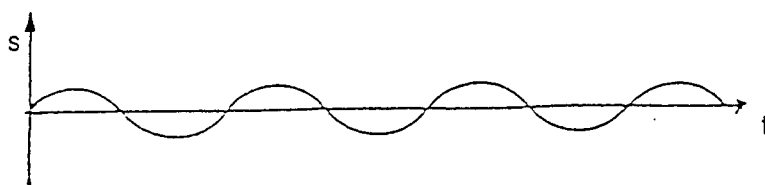


图 13

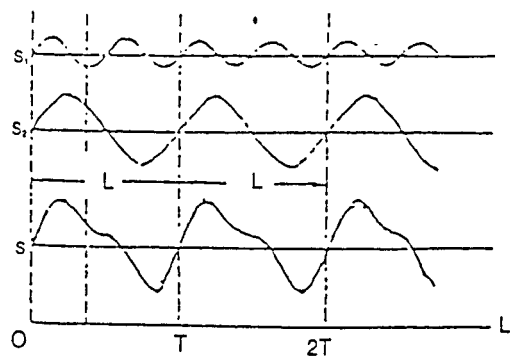


图 14

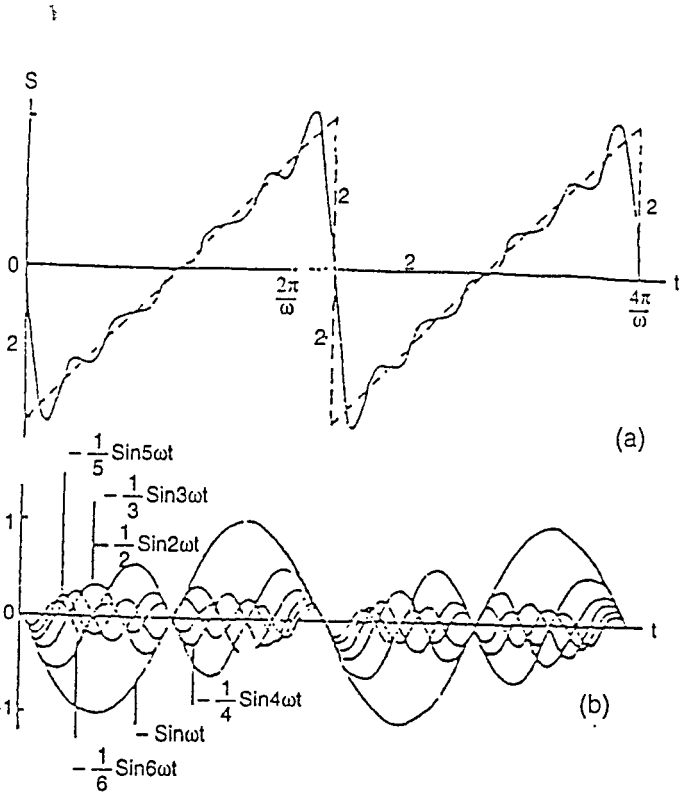


图 15

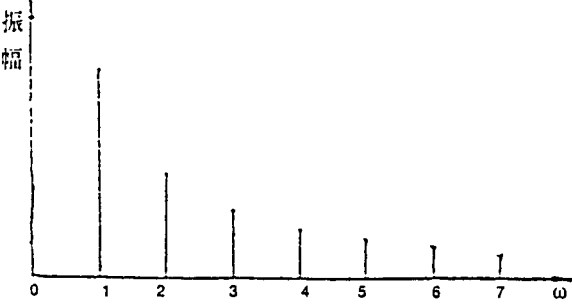


图 16

专利名称(译)	采用导纳频谱分析技术构造人体器官病变检测仪的方法		
公开(公告)号	CN1128605C	公开(公告)日	2003-11-26
申请号	CN00101762.4	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		
其他公开文献	CN1305775A		
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，本发明涉及的是一种用来构造人体器官病变检测仪的对导纳图进行频谱分析的方法；本发明提出的对导纳图进行频谱分析的概念，不但使导纳图克服了基础阻抗(Z_0)的影响，而且适宜对波形定量化。

