



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200310110385.9

[43] 公开日 2005 年 7 月 6 日

[11] 公开号 CN 1633943A

[22] 申请日 2003. 12. 30
 [21] 申请号 200310110385.9
 [71] 申请人 源星生医科技股份有限公司
 地址 台湾省台北县
 [72] 发明人 黄良雄 黄诗芳

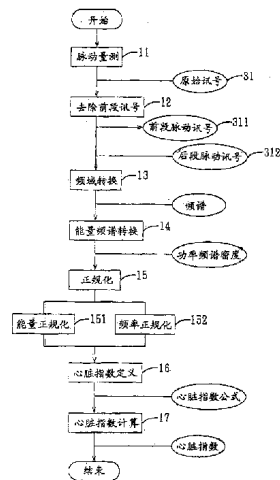
[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司
 代理人 王占梅

权利要求书 2 页 说明书 13 页 附图 9 页

[54] 发明名称 脉动讯号与心脏机能相关性分析方法

[57] 摘要

一种脉动讯号与心脏机能相关性分析方法，用以将任意活动状态下由血压计量测所得的受试者于一定时间间距内的脉动讯号进行处理，以作为该受试者心脏机能的参考指标，该方法包括：(1) 将该脉动讯号进行能量频谱转换；(2) 将该转换获得的一能量频谱正规化；及(3) 由该正规化的能量频谱计算一预先定义的心脏指数，而以该心脏指数供判断该受试者心脏机能的参考指标。



- 1、一种脉动讯号与心脏机能相关性分析方法，用以将由一血压计测量所得的一受试者于一定时间内的一脉动讯号进行处理，以作为该受试者心脏机能的参考指标，其特征是该方法包括：
- 5 (1) 将该脉动讯号进行能量频谱转换；
- (2) 将该转换获得的一能量频谱正规化；及
- (3) 由该正规化的能量频谱计算一预先定义的心脏指数，而以该心脏指数供判断该受试者心脏机能的参考指标。
- 10 2、根据权利要求 1 所述的脉动讯号与心脏机能相关性分析方法，其特征是：更包括于步骤(1)前将该血压计的泵马达停止运转前的该段时间内的脉动讯号予以舍去。
- 3、根据权利要求 1 所述的脉动讯号与心脏机能相关性分析方法，其特征是：该步骤(1)包含：
- 15 (1-1) 将该脉动讯号进行频域转换以获得一对应频谱；及
- (1-2) 计算该频谱的功率频谱密度。
- 4、根据权利要求 3 所述的脉动讯号与心脏机能相关性分析方法，其特征是：该步骤(1-1)是利用快速傅利叶转换法进行。
- 5、根据权利要求 1 所述的脉动讯号与心脏机能相关性分析方法，其特征是：该步骤(2)是包含一能量正规化步骤(2-1)及一频率正规化步骤(2-2)。
- 20 6、根据权利要求 5 所述的脉动讯号与心脏机能相关性分析方法，其特征是：该能量正规化步骤(2-1)是以该能量频谱中一最大基本波的振幅为正规化标准。
- 25 7、根据权利要求 5 所述的脉动讯号与心脏机能相关性分析方法，其特征是：该频率正规化步骤(2-2)是以一经选定的心搏数为正规化标准。
- 8、根据权利要求 1 所述的脉动讯号与心脏机能相关性分析方法，其

特征是：更包括一于步骤(3)前定义该心脏指数的步骤，且该心脏指数是定义为该正规化的能量频谱图所有区间内有意义的棘波数总合。

9、根据权利要求 8 所述的脉动讯号与心脏机能相关性分析方法，其特征是：该有意义的棘波是依下式所判定：

5 若 $[S(i) - S(i-1) > V_0$ 或 $S(i) - S(i-2) > V_0]$

且 $[S(i) - S(i+1) > V_0$ 或 $S(i) - S(i+2) > V_0]$

则第 i 点即为一有意义的棘波，其中， $S(i)$ 为第 i 点正规化的能量频谱， $V_0 = P_1/N$ ， P_1 为该正规化的能量频谱中一最大基本波的振幅， N 为一常数。

10 10、根据权利要求 9 所述的脉动讯号与心脏机能相关性分析方法，其特征是：该常数 N 为 50。

11、一种储存媒体，其特征是：储存有执行权利要求 1 所述的方法各步骤的程序软件。

12、一种脉动讯号与心脏机能相关性分析方法，用以将由一血压计量测所得的一受试者于一定时间内的一脉动讯号进行处理，以作为该受试者心脏机能的相关性分析依据，其特征是该方法包括：

(1) 将该脉动讯号进行频域转换，以获得一对应频谱；及

(2) 计算该频谱的功率频谱密度，以获得一对应能量频谱图。

13、根据权利要求 12 所述的脉动讯号与心脏机能相关性分析方法，其特征是：更包括于步骤(1)前将该血压计的泵马达停止运转前的该段时间内的脉动讯号予以舍去。

14、根据权利要求 12 所述的脉动讯号与心脏机能相关性分析方法，其特征是：更包括于步骤(2)前将该能量频谱图正规化的步骤(3)。

15、根据权利要求 14 所述的脉动讯号与心脏机能相关性分析方法，其特征是：更包括于步骤(3)后由该正规化的能量频谱图计算一预先定义的
25 心脏指数。

16、一种储存媒体，其特征是：储存有执行权利要求 12 所述的方法各步骤的程序软件。

脉动讯号与心脏机能相关性分析方法

5 技术领域

本发明涉及一种分析方法，特别指一种将任意活动状态下血压计量测所得的脉动讯号进行处理以作为心脏机能判断指标的脉动讯号与心脏机能相关性分析方法。

10 背景技术

心脏病习称“隐形头号杀手”，然而一般求诊者于医院检查出患有心脏病时，往往已近末期而治疗不易。事实上，就目前全球医疗技术而言，心脏病的初期及中期往往难以查觉，此一尚待突破的医学盲点导致相当比例的心脏病突发致死案例。

15 相较于心脏病的预防而言，近年来归功于血压计价格不断下降而更趋低廉，得以深入一般家庭成为居家保健基本设备之一，使高血压的预防警示人人皆可为之。血压计中又以操作简便的电子式血压计尤受家庭个人所欢迎，电子式血压计除量测收缩压及舒张压外，并同时能量测脉搏数等脉搏讯号供量测者参考，然而由于该脉搏讯号仅是电子式血压计所提供的一附属功能，故通常未
20 经进一步利用分析而不受重视。

发明内容

因此，本发明的首一目的，即在提供一种利用血压计量测的脉动讯号作为心脏机能判断指标的脉动讯号与心脏机能相关性分析方法。

25 本发明的次一目的，在于提供一种适用于受试者任何活动状态的脉动讯号与心脏机能相关性分析方法。

本发明的上述目的是由如下技术方案来实现的。

一种脉动讯号与心脏机能相关性分析方法，用以将由一血压计量测所得的一受试者于一定时间内的一脉动讯号进行处理，以作为该受试者心脏机能的参考指标，其特征是该方法包括：

- 5 (1) 将该脉动讯号进行能量频谱转换；
- (2) 将该转换获得的一能量频谱正规化；及
- (3) 由该正规化的能量频谱计算一预先定义的心脏指数，而以该心脏指数供判断该受试者心脏机能的参考指标。

10 所述的脉动讯号与心脏机能相关性分析方法，其特征是：更包括于步骤(1)前将该血压计的泵马达停止运转前的该段时间内的脉动讯号予以舍去。

 所述的脉动讯号与心脏机能相关性分析方法，其特征是：该步骤(1)包含：

- (1-1) 将该脉动讯号进行频域转换以获得一对应频谱；及
- (1-2) 计算该频谱的功率频谱密度。

15 所述的脉动讯号与心脏机能相关性分析方法，其特征是：该步骤(1-1)是利用快速傅利叶转换法进行。

 所述的脉动讯号与心脏机能相关性分析方法，其特征是：该步骤(2)是包含一能量正规化步骤(2-1)及一频率正规化步骤(2-2)。

 所述的脉动讯号与心脏机能相关性分析方法，其特征是：该能量正规化步骤(2-1)是以该能量频谱中一最大基本波的振幅为正规化标准。

20 所述的脉动讯号与心脏机能相关性分析方法，其特征是：该频率正规化步骤(2-2)是以一经选定的心搏数为正规化标准。

 所述的脉动讯号与心脏机能相关性分析方法，其特征是：更包括一于步骤(3)前定义该心脏指数的步骤，且该心脏指数是定义为该正规化的能量频谱图所有区间内有意义的棘波数总合。

25 所述的脉动讯号与心脏机能相关性分析方法，其特征是：该有意义的棘波是依下式所判定：

若 $[S(i) - S(i-1) > V_0$ 或 $S(i) - S(i-2) > V_0]$

且 $[S(i) - S(i+1) > V_0$ 或 $S(i) - S(i+2) > V_0]$

则第 i 点即为一有意义的棘波，其中， $S(i)$ 为第 i 点正规化的能量频谱， $V_0 = P_1/N$ ， P_1 为该正规化的能量频谱中一最大基本波的振幅， N 为一常数。

5 所述的脉动讯号与心脏机能相关性分析方法，其特征是：该常数 N 为 50。

一种储存媒体，其特征是：储存有执行权利要求 1 所述的方法各步骤的程序软件。

一种脉动讯号与心脏机能相关性分析方法，用以将由一血压计量测所得的一受试者于一定时间内的一脉动讯号进行处理，以作为该受试者心脏机能的相关性分析依据，其特征是该方法包括：

(1) 将该脉动讯号进行频域转换，以获得一对应频谱；及

(2) 计算该频谱的功率频谱密度，以获得一对应能量频谱图。

所述的脉动讯号与心脏机能相关性分析方法，其特征是：更包括于步骤(1)前将该血压计的泵马达停止运转前的该段时间内的脉动讯号予以舍去。

15 所述的脉动讯号与心脏机能相关性分析方法，其特征是：更包括于步骤(2)前将该能量频谱图正规化的步骤(3)。

所述的脉动讯号与心脏机能相关性分析方法，其特征是：更包括于步骤(3)后由该正规化的能量频谱图计算一预先定义的心脏指数。

20 一种储存媒体，其特征是：储存有执行权利要求 12 所述的方法各步骤的程序软件。

本发明脉动讯号与心脏机能相关性分析方法，是用以将任意活动状态下由一血压计量测所得的一受试者于一定时间间距内的一脉动讯号进行处理，以作为该受试者心脏机能的参考指标，该方法包括：(1) 将该脉动讯号进行能量频谱转换 (2) 将该转换获得的一能量频谱正规化；及(3) 由该正规化的能量频谱
25 计算一预先定义的心脏指数，而以该心脏指数供判断该受试者心脏机能的参考指标。

本发明并揭示一种利用脉动讯号判定心脏机能的方法，包括：(1)将一受试者的脉动讯号进行能量频谱转换；(2)将该转换获得的一能量频谱正规化；及(3)由该正规化的能量频谱计算一预先定义的心脏指数；及(4)依据该心脏指数判定该受试者的心脏机能状态。

5 本发明的前述以及其它技术内容、特点与优点，于以下配合参附图的一较佳实施例详细说明中，将可清楚明白。

附图说明

10 图 1 为本发明脉动讯号与心脏机能相关性分析方法较佳实施例的步骤流程图。

图 2 为该较佳实施例的一脉动量测步骤所获得的一完整原始讯号图。

图 3a 及图 3b 分别为一量测所得的后段脉动讯号图，及由该后段脉动讯号经一能量频谱转换步骤所得的能量频谱图。

15 图 4a 为一正常受试者于静止状态心搏 80 下/分量测所得的后段脉动讯号及能量频谱图，图 4b 为图 4a 经频率正规化及能量正规化的结果。

图 5a 为该正常受试者于运动过后心搏 120 下/分量测所得的后段脉动讯号及能量频谱图，图 5b 为图 5a 经频率正规化及能量正规化的结果。

图 6a 为一心肌病变的心脏病患者于静止状态心搏 65 下/分量测所得的后段脉动讯号及能量频谱图，图 6b 为图 6a 经频率正规化及能量正规化的结果。

20 图 7 为该较佳实施例的一心脏指数定义步骤各参数示意图。

图 8 为一瓣膜性疾病患者心跳的撷取信号及能量频谱分析图。

图 9 为一心肌病变患者心跳的撷取信号及能量频谱分析图。

图 10 为一心律不整患者心跳的撷取信号及能量频谱分析图。

图 11 为一冠状动脉性患者心跳的撷取信号及能量频谱分析图。及

25 图 12 为一非心脏病患者心跳的撷取信号及能量频谱分析图。

具体实施方式

首先如图 1 所示，本发明脉动讯号与心脏机能相关性分析方法的较佳实施例，主要包括：一脉动量测步骤 11、一前段讯号去除步骤 12、一频域转换步
5 骤 13、一能量频谱转换步骤 14、一正规化步骤 15、一心脏指数定义步骤 16 及一心脏指数计算步骤 17。

本实施例中脉动量测步骤 11 是采用一每秒可侦测 16 点脉动讯号的电子血
压计就受试者进行脉动量测，其读取的一完整原始讯号 31 图形如图 2 所示。
于该图中，虚线代表压力，一开始血压计的脉压带因充气泵的充气而使压力升
10 高，达高点后泵的变频马达停止运转而逐渐泄气减压；实线则代表量测所得的
脉动讯号，前段脉动讯号 311 因参杂有泵马达的机械运转干扰而含较多噪声，
待泵马达停止而无干扰后，后段脉动讯号 312 即下降且呈明显规律性而利于后
续分析。

自原始时域讯号 31 转换至频域中，所呈现的脉动讯号频谱分布状况，将
15 有助于进一步了解、判读信号特征及潜藏意义。本实施例中经前段讯号去除步
骤 12 去除前段脉动讯号 311 后(理由于下详述)，频域转换步骤 13 是采用快速
傅立叶转换 (fast Fourier transform, FFT) 算法，其表达式如以下[式一]
所示，然其它可将时域讯号 31 转换至频域的习知方法亦可适用。

$$X(n) = \sum_{k=0}^{N-1} x_0(k) W_N^{kn} \quad \text{[式一]}$$

20 其中， $W_N = e^{-j\frac{2\pi}{N}}$

x_0 : 原始时域讯号

X: 原讯号转换至频域的频谱

N: 输入讯号点数

j: $\sqrt{-1}$

25 $n=0, 1, \dots, N-1$

原讯号序列 x_0 长度视每次量测脉搏血压时间而异，本实施例中每秒是撷取 16 点，对 x_0 序列做 1024 点的快速傅立叶转换，以获得原讯号 31 转换至频域的频谱 X 。经本步骤 13 的频域转换分析后，由于充气泵马达运转的干扰讯号与人体脉动讯号，于频域分布上有重叠现象而无法滤除，故须先经前段讯号去除步骤 12 将马达运转停止前的前段脉动讯号 311 舍去，而仅将马达运转停止后的后段脉动讯号 312 进行频域转换处理。

能量频谱转换步骤 14 是将频域转换步骤 13 所获得后段脉动讯号 312 的频谱 X ，与其共轭值 $\text{conj}(X)$ 相乘，以获得 X 的功率频谱密度 (power spectrum density) S ，功率频谱密度 S 即代表讯号于频域中能量分布状况，而可以下述 [式二] 表示。图 3a 及图 3b 即分别举例说明一量测所得的后段脉动讯号 312，及由该后段脉动讯号 312 经步骤 13、14 处理所得的能量频谱图。

$$S=X*\text{conj}(X) / n \quad \text{[式二]}$$

其中， n ： X 的长度

为评估受试者的脉动讯号是否受其状态影响，本发明经研究比较发现，运动后的脉动虽然加快、能量加高、血压变化，然就心脏指数 (容下详述) 而言，由于其讯号特征仍然存在甚至更为明显，故可透过讯号值的正规化处理，而无须等待受试者于静止状态下休息一段时间后再行量测，使本发明不论受试者处于何种状态皆可随时量测应用，而不影响计算结果。

本实施例中正规化步骤 15 包含一能量正规化步骤 151 及一频率正规化步骤 152。能量正规化步骤 151 是自图 3b 所示的功率频谱密度图中，选出最大基本波的振幅，其对应的频率定义为第一主频，通常位于 1Hz 位置左右 (图中 0Hz 的讯号仅代表未归零的均值，无关振动)，而其它出现振幅较小者称为谐波，依序定义为第二主频及第三主频。将第一主频的振幅定为 100 (即本实施例能量正规化的标准)，而将各谐波的振幅除以第一主频振幅，则可清楚观察能量经正规化的振幅比例关系。

本实施例中频率正规化步骤 152 是将标准设定于心搏每分钟 80 下，亦即

每秒 1.33 下，并如前述本实施例是采用每秒可侦测 16 点脉动讯号的电子血压计，故即撷取 21.28 脉动信号点。将电子血压计量测的每分钟脉搏数除以频率正规化标准 80 后，乘上时间序列，即可显示频率正规化后的脉动情况。

图 4 至图 6 即用以举例说明经正规化步骤 15 的效果。图 4a 中包含一正常受试者于静止状态心搏 80 下/分量测所得的后段脉动讯号 312(上图)，及一由该后段脉动讯号 312 经步骤 13、14 处理所得的能量频谱图(下图)，该能量频谱图显示的第一主频振幅约为 2.8×10^5 。图 4b 则为将图 4a 经正规化，调整为心搏 80 下/分且第一主频振幅为 5×10^5 的结果。

同理，图 5a 中则包含图 4a、b 的同一正常受试者于运动过后心搏 120 下/分量测所得的后段脉动讯号 312(上图)及一能量频谱图(下图)，该能量频谱图显示的第一主频振幅约为 6.1×10^5 。图 5b 则为将图 5a 经与图 4b 图采相同正规化标准，即调整为心搏 80 下/分且第一主频振幅为 5×10^5 后的结果。

图 6a 中包含一心肌病变的心脏病患者于静止状态心搏 65 下/分量测所得的后段脉动讯号 312(上图)及一能量频谱图(下图)，该能量频谱图显示的第一主频振幅约为 8.9×10^5 。图 6b 则为将图 6a 经与图 4b、图 5b 采相同正规化标准，即调整为心搏 80 下/分，且第一主频振幅为 5×10^5 后的结果。于图 6b 中显示，该心肌病变患者的各主频位置较图 4b、图 5b 所示的正常人难以辨识，且各主频间非零能量频谱出现频繁。

本发明经大量量测所得的分析结果显示，一般无心脏疾病者的脉动能量频谱图中，可明显读出四至五个主要能量分布(主频)，依个人心跳速率而异，1Hz 附近通常为最大能量发生处，往高频处则能量渐减。除主要四、五个频谱之外，无其它明显易见的频谱分布，在频率轴上值多为零。

而心脏疾病患者量得的脉动讯号经能量频谱分析后，于可分辨的四至五个主频之外，常有明显可见，而能量大小不如主频能量的若干频谱出现。该等非零值频谱的出现越广，代表撷取的脉动讯号越不规则，而含有越多快速变动的不稳定讯号，更严重者甚至不规则讯号能量极大，而无法分辨出主频位置。因

此，心脏疾病患者能量频谱图中，除主频之外，频域上出现能量非零值数量多寡，与心血管患病与否有极大关联。

是故，藉由下述心脏指数定义步骤 16 及心脏指数计算步骤 17，而将脉动讯号能量频谱分析结果与心脏机能间的关联判断准则(criteria)量化及公式化，使本发明可撰写为一程序软件型式，配合一储存有该程序软件的储存媒体(如磁盘、光盘或硬盘)及一可执行该程序软件的电子设备(如计算机、个人数字助理机或医用仪器)，而自动迅速计算判读，供量测血压者实时参考而无须等待其结果。

本实施例心脏指数定义步骤 16 中心脏指数(heart index)定义如下。首先于步骤 15 所得能量频谱密度图中，将 0 点至第一主频定义为第一区间，第一主频至第二主频间定义为第二区间，第二主频至第三主频间定义为第三区间，第三主频后仍有第四甚至第五主频，明显程度因人而异，此处定义为第四区间。配合图 7 所示，当各段区间内的能量频谱分布状况一旦符合下述[式三]的条件，即定义于 i 点发生一具有意义的棘波。

$$\begin{aligned} 15 \quad & \text{若 } [S(i) - S(i-1) > V_0 \text{ 或 } S(i) - S(i-2) > V_0] \\ & \text{且 } [S(i) - S(i+1) > V_0 \text{ 或 } S(i) - S(i+2) > V_0] \quad \text{[式三]} \end{aligned}$$

其中， $V_0 = P_1/50$ ， P_1 为第一主频振幅。而第一至第四区间内所得的棘波数总合，即定义为心脏指数。

而后于心脏指数计算步骤 17，将步骤 16 获得的定义用以计算前述图 4b、图 5b 及图 6b 各图的心脏指数，可获得图 4b、图 5b 中的心脏指数皆为 0。简言之，同一名受试者于运动前、后，其经正规化后的心搏及频谱能量值虽不同，然其心脏指数则相同，故心脏指数不因受试者于测量时的状态所影响。至于图 6b 中心脏疾病患者经正规化后其心脏指数为 23，而与图 4b、图 5b 中正常受试者明显有异，故心脏指数确可作为心脏疾病的一量化客观的判断指标。

25 然而需指出的是，心脏指数并非以上述[式三]的定义为限，且如参数 V_0 大小亦可调整，举凡以上述能量频谱密度图中的棘波或其它波形变化情形作为心

脏指数的计算依据，皆属本发明实质范畴。

5 以下为将本发明实际应用于国内某医院的临床实测及分析结果。受试者包括于该医院心脏内科门诊中求诊人数 201 人，其中经医师诊断判定为心脏病患者 53 人，非心脏病患者 148 人。配合上述心脏指数的计算及临床实际诊断结果，可将心脏指数依以下分级，供作受试者心脏机能正常与否的参考依据：

心脏指数 7 以上：属于心脏异常跳动频率频繁而明显，心肌收缩不规则，此为多种心脏病的特征。

心脏指数 4-6：代表心脏具有异常跳动，属于心脏病高危险群或已罹患心脏疾病的特征；及

10 心脏指数 3 以下：代表量测时心脏跳动频率无异状，心脏健康者心脏指数多为 0。

若再以经医师判定为心脏病患者的 53 名受试者分析，其中包括瓣膜性疾病 13 例、心肌病变(包括心肌病变及心肌炎)12 例、心律不整 7 例、冠状动脉疾病 21 例，其各种疾病患者与其对应心脏指数的相关统计如以下表一所示。

15 表一各种疾病患者与其对应心脏指数的相关统计

心脏指数种类	0-3 (百分比)	4-6 (百分比)	7 以上 (百分比)
瓣膜性疾病	1 (7.69%)	1 (7.69%)	11 (84.62%)
		12 (92.31%)	
心肌病变	1 (8.33%)	3 (25.00%)	8 (66.67%)
		11 (91.67%)	
心律不整	1 (14.29%)	4 (57.14%)	2 (28.57%)

		6 (85.71%)	
冠状动脉疾	7	6 (28.57%)	8 (38.10%)
病	(33.33%)	14 (66.67%)	
总计	10*	14	29
	(18.87%)	(26.42%)	(54.72%)
		43 (81.13%)	

由表一得知，于所有样本中，瓣膜性疾病共 13 例，其异常现象侦测率达 84.62%，加上疑似异常侦测率 7.69%，共达 92.31。心肌病变的 11 个样本中，异常现象侦测率 66.67%，加上疑似异常侦测率 25%，可测得的比例达 91.67，亦属容易测得的状况。心律不整样本数共 7 例，其中疑似异常比例为 57.14、异常现象侦测率为 28.57，共 85.71。冠状动脉疾病的样本数共 21 例。其中异常现象侦测率 38.10%，疑似异常侦测率 28.57%，总和 66.67，遗漏率较高而达 33.33，其原因容后详述。

于此并需叙明者，由于总样本数仅 53 例，母体样本量小，以此母体计算侦测率，其获得的百分比数字尚不足以作为必然的定论，而仅供参考。

以下则就上述各种心脏疾病与其对应心脏指数的关联及可能原因依序分析：

首先以心脏瓣膜性疾病而言，其可详分为主动脉瓣异常、二尖瓣异常、肺瓣膜异常、三尖瓣异常、心房或心室中隔缺损等，不同原因导致不同的脉动频谱分布。举例而言，若主动脉瓣因先天畸形或钙化造成组织纤维化，导致主动脉瓣狭窄，则当心脏收缩时，主动脉瓣的狭窄将阻碍左心室中的血液流入主动

脉，视狭窄程度可能导致不同严重程度。此时心脏将试图弥补血液循环失调情况（代偿作用），以期使左心室流至主动脉中的血液量不致过低。因此心脏即有几种应变方式：

一、增加左心室收缩力量，此现象将导致左心室肌壁增厚，因此可有更大力量推送血液；及

二、延长心脏收缩时间，心脏收缩时间较正常时间长，期望可使由左心室进入主动脉的血液量多。

以上述方式增加左心室工作量、增强左心室血压，使心脏不断有力且快速收缩，然脉搏可能仍属微弱，患者则有疲倦、呼吸困难、头晕、胸痛等症状。

5 而在如图 8 所示其中一瓣膜性疾病患者心跳的擷取信号及能量频谱分析图显示，能量频谱图中可能因血液由左心室流入主动脉时受到异常阻碍，流动遭受干扰而产生额外频率信号；另因心肌收缩的时间或力量改变，亦可由此分析中观察出异常，而其心脏指数为 22。

图 9 则显示其中一心肌病变患者心跳的擷取信号及能量频谱分析图，其心脏指数为 22。

10

如图 10 所示一心律不整患者心跳的擷取信号及能量频谱分析图，其心脏指数为 5。心律不整的个案，其心脏指数大多落在 4 至 6 间，百分比为 57，心脏指数在 7 以上者占 28.57，显示心律不整虽可于本分析方法中侦得异常，然能量频谱分析图仅出现几个额外频率分布，不似瓣膜性疾病或心肌病变患者的

15 案例有明显混乱的频率分布，使心脏指数高达 10 或 20 以上。心律不整个案中，遗漏百分比虽高达 14.29，然因总样本数少，此数值不具有太大统计意义。遗漏的案例为一 75 岁男子，其信号特别微弱，于此分析中未能找出异状。

如图 11 所示一冠状动脉性疾病患者心跳的擷取信号及能量频谱分析图，其心脏指数为 8。冠状动脉内血液流动的障碍，大多由动脉粥样硬化引起，动脉血管内膜上沉积胆固醇、类脂质等，使管道变窄，冠状动脉疾病中亦包含少数先天性畸形或冠状动脉异常扩张。当冠状动脉发生病变，无法正常供应心肌

20 氧气与营养，便发生缺血性心脏病。然缺血性心脏病患平日休息时，往往观察不到，而于病患心脏工作量增加时（如运动、环境骤变及情绪起伏），此时心肌可能因缺氧而导致心绞痛。

25 冠状动脉性疾病的个案中，侦测到的百分比只达 38.1，疑似异常为 28.57，未侦测到者高达 33.33。由此数字显示，冠状动脉机能异常病患中，约六成以

上会产生异常心肌收缩频率，而有三成以上于平日休息状况下则无法得知。

至于前述受试者非心脏病患者的 148 人中，高血压病患占大多数而共 110 例，高血压及非高血压患者与其对应心脏指数的相关统计如以下表二所示。

表二高血压及非高血压患者与其对应心脏指数的统计

5

心脏指数 种类	心脏指	0-3	4-6	7以上
		(百分比)	(百分比)	(百分比)
高血压患者		70 (63.64%)	26 (23.64%)	14 (12.73%)
			40 (36.36%)	
非高血压 非心脏病 者		31 (81.58%)	5 (13.16%)	2 (5.26%)
			7 (18.42%)	
总计		101 (68.24%)	31 (20.95%)	16 (10.81%)
			47 (31.76%) **	

由表二可知，高血压族群心脏指数大于 4 的比例为 36.37%，较非高血压者 18.42%高。简言之，高血压病患的心肌收缩频率疑似异常或异常的比例较一般人高。事实上高血压族群为心血管疾病罹患的高危险群之一，且其中少数已有征兆。图 12 所示为其中一非心脏病且非高血压病患心跳撷取信号及能量频谱分析图，其心脏指数为 0，其规则且清楚显示的主要频率分布与前述图 8 至图 11 的混乱情形有明显区别。

综上所述，本发明较习知技术具有下述优点：

一、本发明直接将非侵入式的血压计量测所得而一般未再予利用的脉动

讯号，经简单处理后作为判定受试者心脏机能的参考依据，而无须其它任何额外甚至昂贵的脉动或心搏量测仪器设备，故可谓一经济、安全、简便而可大量推广深入普及至一般家庭，供使用者于日常量测血压的际，一并测知其心脏机能状态而作为预防保健或就诊参考。

5 二、以图 4a、图 5a 的正常受试者及图 6a 的心肌病变患者脉动能量频谱图差异所显示，该心肌病变患者能量频谱图各主频位置较正常人者难以辨识，且各主频间非零能量频谱出现频繁，故可以脉动能量频谱图作为判定受试者是否具心脏疾病的初步依据。

10 三、藉由将能量频谱图进一步经正规化处理，其呈现的心脏指数特征无论受试者是于休息或运动后状态下皆为一致，使本发明不论受试者处于何种活动状态、时间、地点皆可随时量测应用而不影响结果，相较大多数习知技术需于特定状态下测量人体生理数据的限制，本发明显具高度使用弹性。

15 四、如前所述，本发明可以一程序软件配合一计算机自动迅速计算，供受试者实时参考而无须长时间等待其判读结果，对受试者而言可及早预防或就诊，对医师而言亦可实时采取对应的诊断治疗程序，使受试者健康更获保障。

 五、于实际应用准确性上，可由本发明侦测得心脏机能异常的比例，视心脏病原因种类而异，并非所有心脏疾病皆导致心肌收缩或脉动频率异常，于前述样本中获得的平均测出率则约 80，足证本发明确具相当实用性及可靠度。

20 六、于上述样本中，经医师诊断为心脏正常者，藉本发明所判定结果仍有近 32 者予以质疑（特别为高血压患者），故本发明侦测判定心脏病的标准似较医师严格，而可发挥预先警示病人可能罹患心脏病的效能。

 以上所述，仅为本发明的较佳实施例而已，当不能以此限定本发明实施的范围，即大凡依本发明申请专利范围及发明说明书内容所作的简单等效变化与修饰，皆应仍属本发明专利涵盖的范围内。

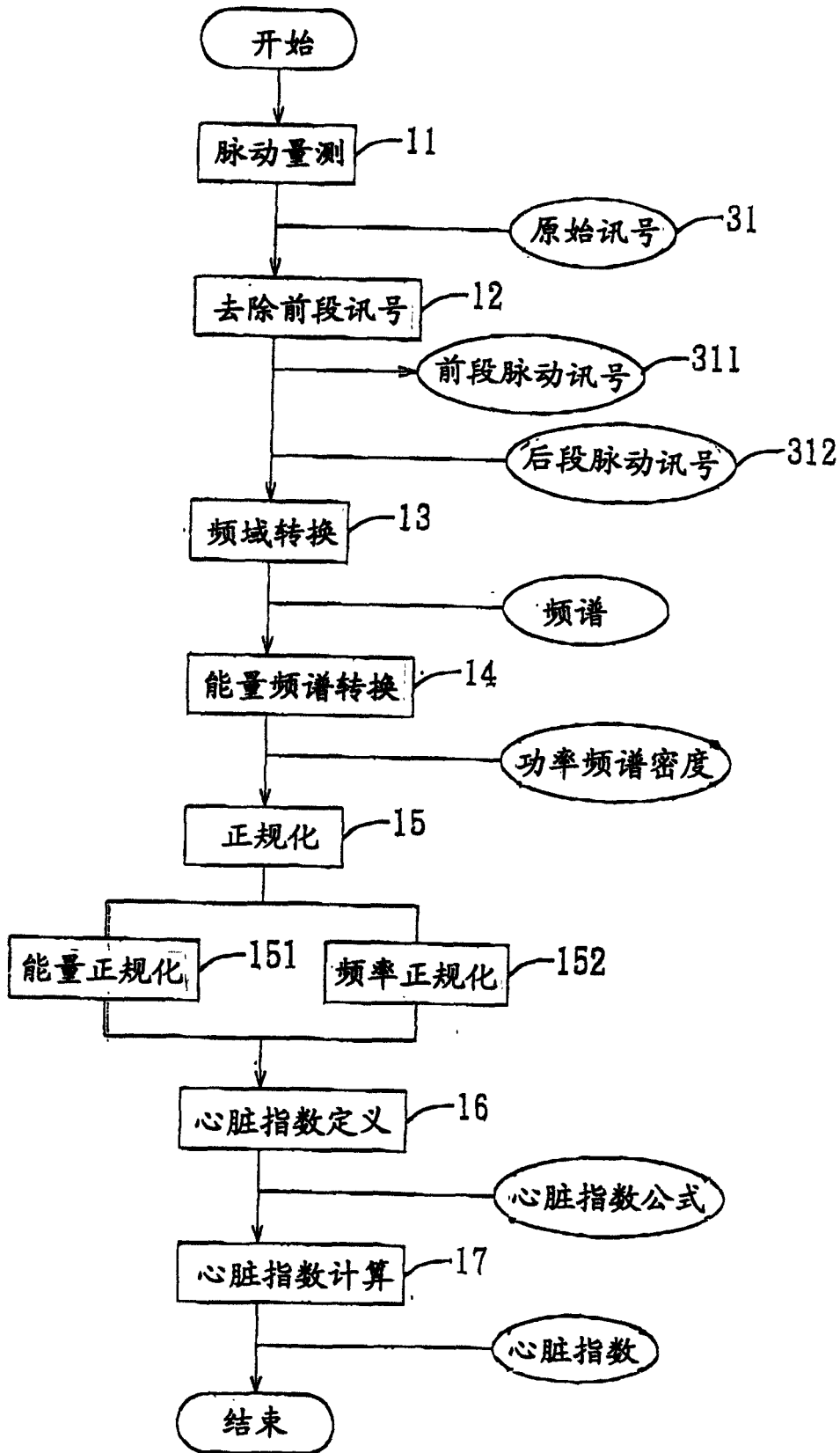


图 1

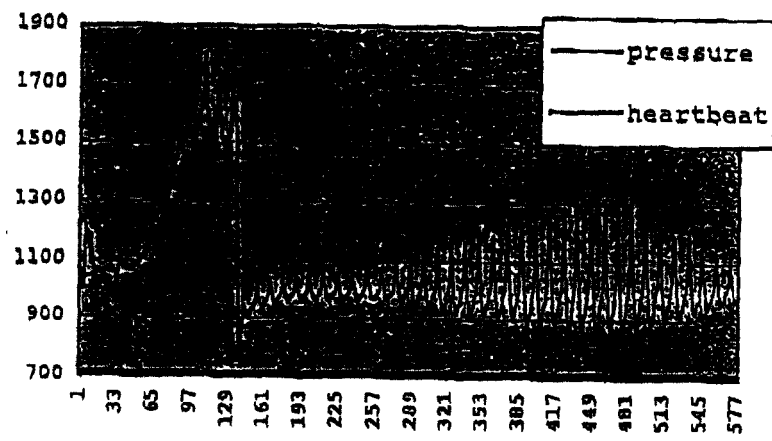


图 2

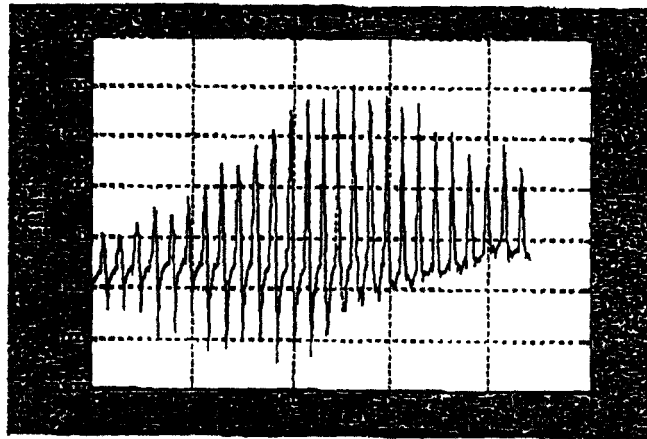


图 3a

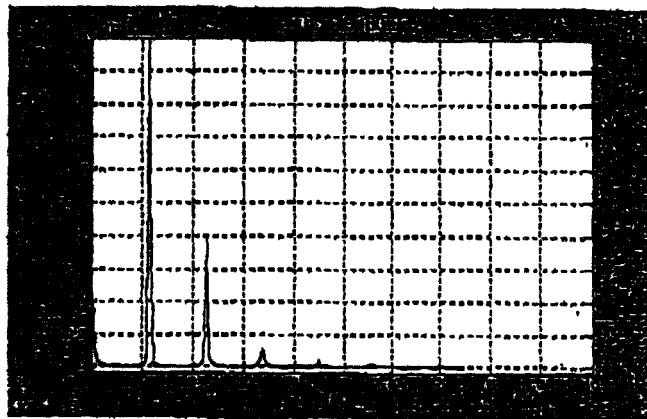


图 3b

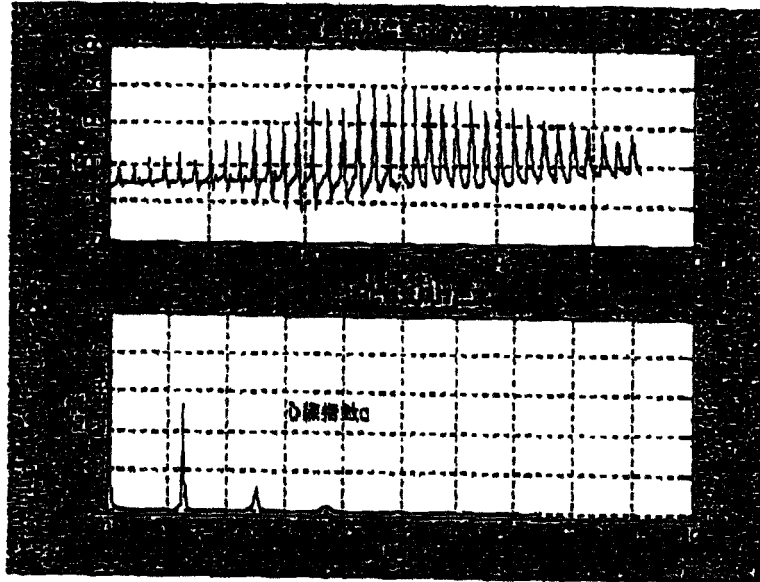


图 4a

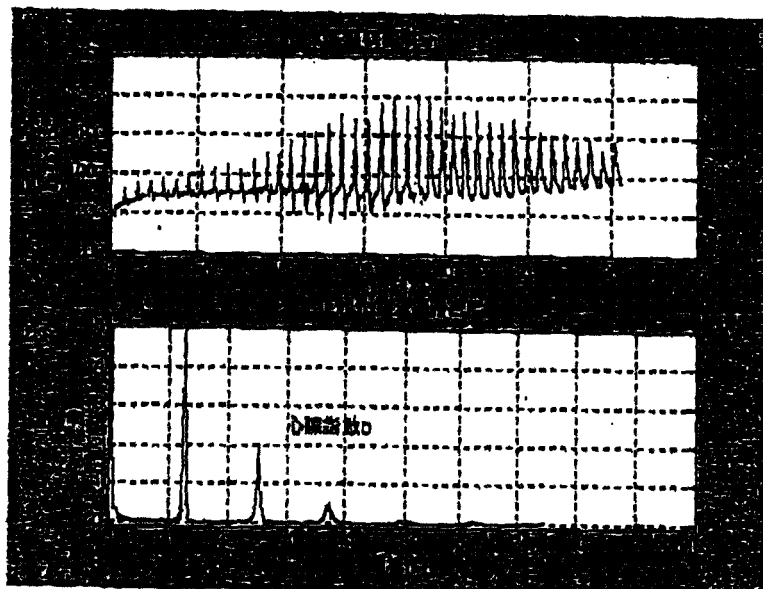


图 4b

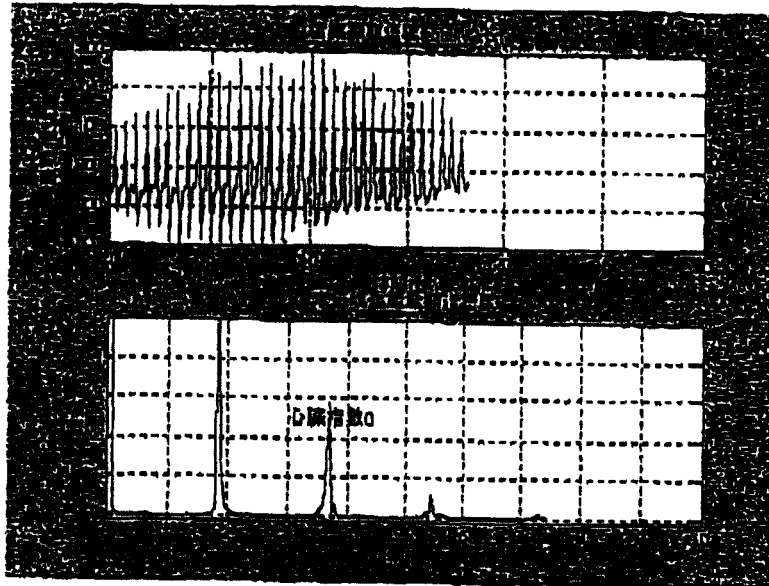


图 5a

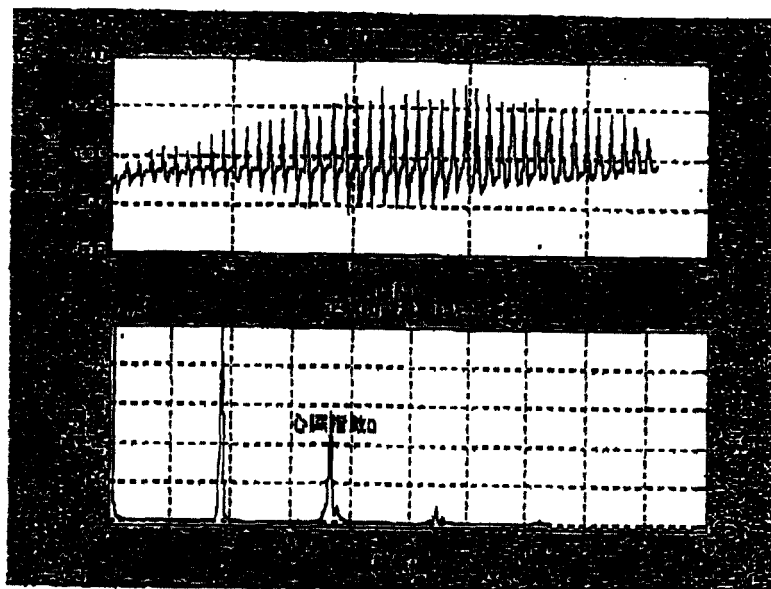


图 5b

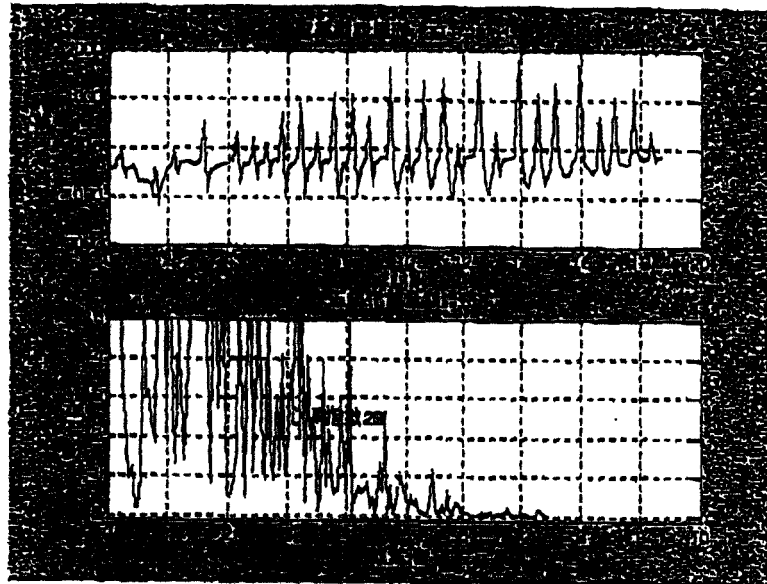


图 6a

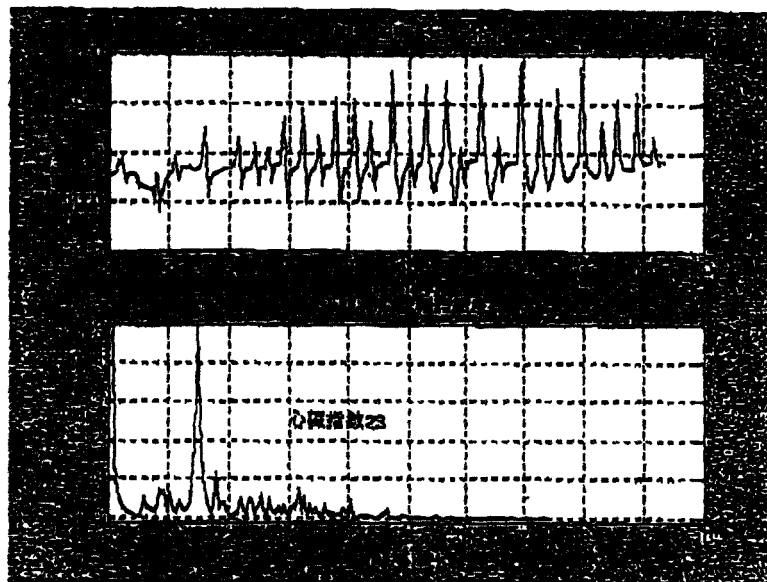


图 6b

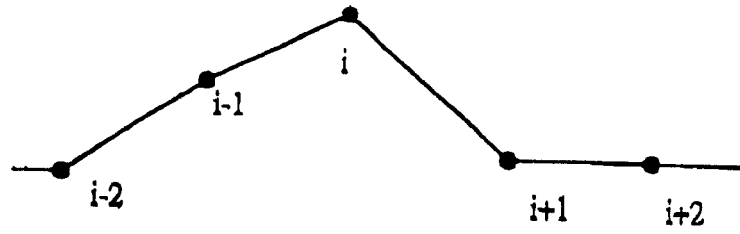


图 7

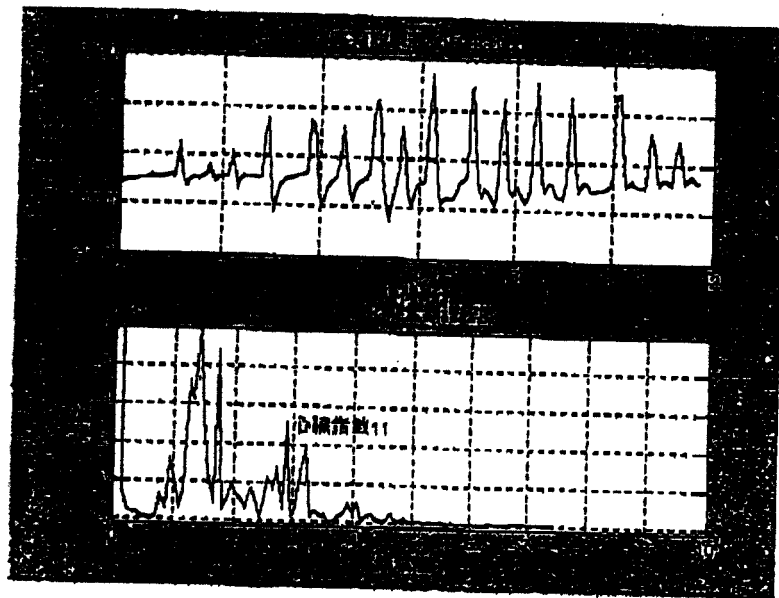


图 8

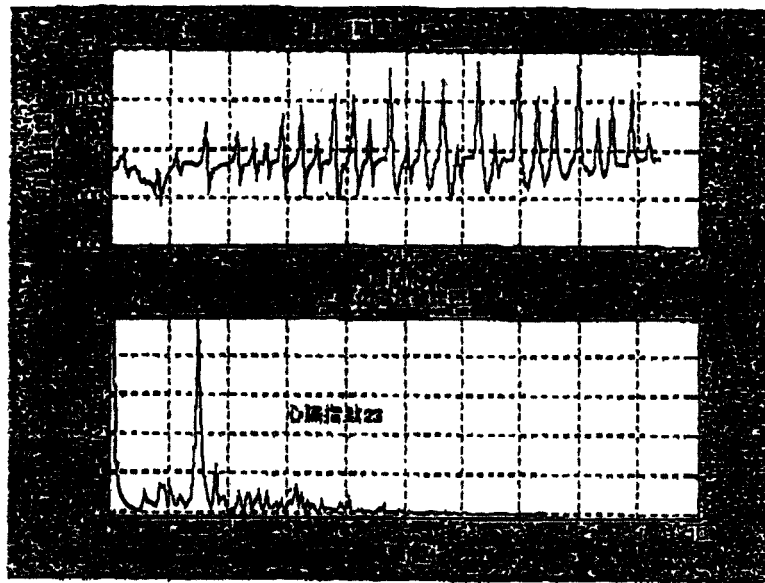


图 9

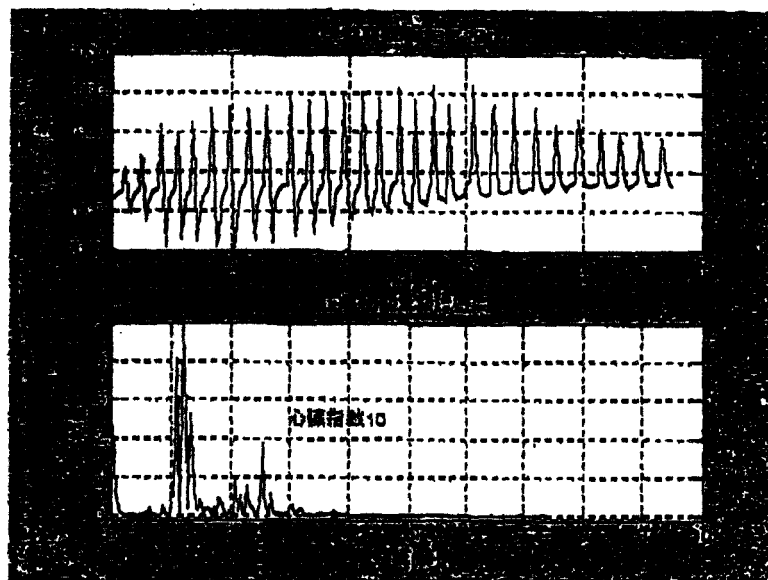


图 10

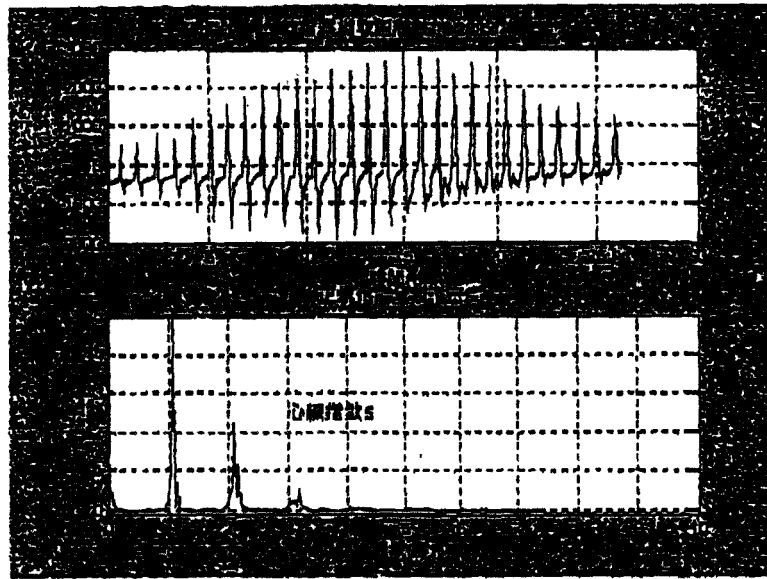


图 11



图 12

专利名称(译)	脉动讯号与心脏机能相关性分析方法		
公开(公告)号	CN1633943A	公开(公告)日	2005-07-06
申请号	CN200310110385.9	申请日	2003-12-30
[标]申请(专利权)人(译)	源星生医科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	源星生医科技股份有限公司		
[标]发明人	黄良雄 黄诗芳		
发明人	黄良雄 黄诗芳		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/024 G06F17/00		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种脉动讯号与心脏机能相关性分析方法，用以将任意活动状态下由血压计量测所得的受试者于一定时间间距内的脉动讯号进行处理，以作为该受试者心脏机能的参考指标，该方法包括：(1)将该脉动讯号进行能量频谱转换；(2)将该转换获得的一能量频谱正规化；及(3)由该正规化的能量频谱计算一预先定义的心脏指数，而以该心脏指数供判断该受试者心脏机能的参考指标。

