



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103034837 A

(43) 申请公布日 2013. 04. 10

(21) 申请号 201110316998. 2

(22) 申请日 2011. 09. 30

(71) 申请人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

(72) 发明人 郭松 王颖 谭思黎

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 唐立 朱海煜

(51) Int. Cl.

G06K 9/00(2006. 01)

G06N 3/08(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

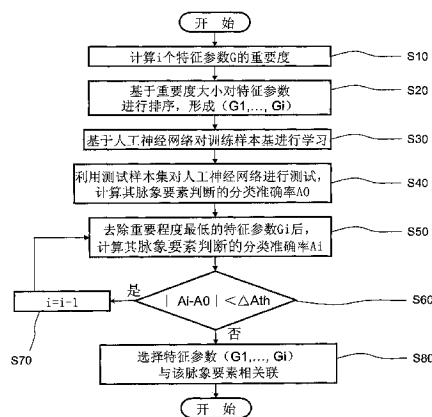
权利要求书 4 页 说明书 12 页 附图 9 页

(54) 发明名称

特征参数与脉象要素的关联

(57) 摘要

本发明提供特征参数与脉象要素的关联,属于中医脉象量化技术领域。该特征参数与脉象要素的关联方法中,包括步骤:计算脉搏每个特征参数的重要度;按重要度对特征参数进行排序;基于神经网络对训练样本集的脉搏波信号进行学习;利用测试样本集对所述神经网络进行测试,并计算得出对测试样本集关于该脉象要素判断脉象的第一分类准确率;去除所述重要度排序相对最低的特征参数后,计算得出对测试样本集关于该脉象要素判断脉象的第二分类准确率;基于第一分类准确率和第二分类准确率之间的差值判断,实现特征参数与所述脉象要素的关联选取。该关联方法可以准确获取中医中的每个脉象要素与相应特征参数的对应关系。



1. 一种特征参数与脉象要素的关联方法,其特征在于,包括以下步骤:

按规则计算脉搏波信号的每个特征参数的重要度;

按所述重要度的大小对特征参数进行由高到低的相应排序;

基于人工神经网络对训练样本集的脉搏波信号进行学习;

利用测试样本集的脉搏波信号对所述人工神经网络进行测试,并计算得出对所述测试样本集关于该脉象要素判断脉象的第一分类准确率;

去除所述重要度排序相对最低的特征参数后,计算得出对所述测试样本集关于该脉象要素判断脉象的第二分类准确率;以及

判断所述第一分类准确率和第二分类准确率之间的差值的绝对值是否小于预定阈值,如果判断为“是”,进而返回至所述去除步骤,直至判断为“否”,

如果判断为“否”,则选择该特征参数以及排序高于该特征参数的其它特征参数与所述脉象要素相关联。

2. 如权利要求1所述的关联方法,其特征在于,所述规则为基于互信息、基于判别式分析或者基于多层感知器的特征排序方法。

3. 如权利要求2所述的关联方法,其特征在于,所述基于判别式分析的特征排序方法中的判别式函数为:

$$J_i(X) = \frac{tr(S_b)}{tr(S_w)} - \frac{tr_{X/i}(S_b)}{tr_{X/i}(S_w)}$$

其中,

$$S_w = \sum_{j=1}^{N_j} P_j \frac{1}{N_j} \sum (X_{jk} - m_j)(X_{jk} - m_j)$$

$$S_b = \sum_{j=1}^{N_j} P_j \sum (m_j - m)(m_j - m)'$$

并且,其中, S_w 是类内协方差矩阵, S_b 是类间协方差矩阵, m_j 是第j类训练样本的均值, m 是所有训练样本的均值, P_j 是训练样本属于第j类训练样本的概率, N_j 是第j类训练样本的总数, $tr_{X/i}(S_b)$ 代表矩阵 S_b 的迹与对角线上第i个元素的差, $tr_{X/i}(S_w)$ 代表矩阵 S_w 的迹与对角线上第i个元素的差,i和j为不超过特征维数的正整数。

4. 如权利要求1所述的关联方法,所述特征参数通过以下方法过程获取:

获取一段包括一个周期以上的脉搏波信号;

确定所述脉搏波信号中的所有主峰点;

依据每个主峰点确定相应的每个脉搏波信号周期的起始点,以实现所述脉搏波信号的周期分割;

依据微积分理论确定所述脉搏波信号周期中的所有可能极值点;

去除所述可能极值点中的干扰极值点以精确得到所述脉搏波信号周期信号中的特征点;以及

依据所述特征点的信息获取特征参数。

5. 如权利要求4所述的关联方法,其特征在于,所述去除干扰极值点的过程包括:

依据所述起始点计算每个脉搏波信号周期的平均周期；

判断任意相邻的第一可能极值点和第二可能极值点之间的幅度差是否小于或等于特定幅度阈值,若判断为“是”,则将第一可能极值点和第二可能极值点中的幅度较小的一个作为干扰极值点被去除;和/或

判断任意相邻的第一可能极值点和第二可能极值点之间的时间差是否小于或等于特定时间阈值,若判断为“是”,则合并第一可能极值点和第二可能极值点为一个可能极值点以实现所述干扰极值点的去除;和

将剩余的可能极值点进行直方图统计,利用聚类分析法将直方图划分为若干区域,若某一区域内的所述可能极值点的数目小于第一数值时,则该区域内的相应所述可能极值点作为干扰极值点被去除。

6. 如权利要求5所述的关联方法,其特征在于,在所述直方图统计并去除干扰极值点之后,还包括步骤:

判断一个脉搏波信号周期内的剩余的可能极值点的数目是否大于10,如果大于10,则去除该脉搏波信号周期。

7. 如权利要求2所述的关联方法,其特征在于,所述特定幅度阈值为所述脉搏波信号的幅度浮动范围的0.01倍,所述特定时间阈值为所述平均周期的0.02倍。

8. 如权利要求5或7所述的关联方法,其特征在于,所述第一数值为所述剩余的可能极值点的总数的百分之五。

9. 如权利要求5或7所述的关联方法,其特征在于,所述若干区域的个数五个,其分别为主峰值区域、潮波区域、重博波区域、房缩波区域和周期起始点区域。

10. 如权利要求5或7所述的关联方法,其特征在于,所述聚类分析法为k均值聚类算法或者模糊聚类算法。

11. 如权利要求4或5所述的关联方法,其特征在于,所述脉搏波信号的周期分割之后,还包括步骤:

去除所述脉搏波信号的基线漂移影响;以及
对所述脉搏波信号的数据进行规范化处理。

12. 如权利要求11所述的关联方法,其特征在于,所述去除基线漂移影响的步骤中,包括:对于所述起始点进行插值计算以得到所述基线。

13. 如权利要求12所述的关联方法,其特征在于,所述去除基线漂移影响的步骤中,包括:所述脉搏波信号对应减去所述基线的幅度值。

14. 如权利要求12或13所述的关联方法,其特征在于,所述插值计算为三次样条插值计算或者分段三次埃米尔特插值计算。

15. 如权利要求11所述的关联方法,其特征在于,所述规范化处理包括以下过程:
依据所述峰值点和起始点确定该脉搏波信号的浮动范围;以及
根据所述浮动范围对脉搏波信号中的每个点进行归一化处理。

16. 如权利要求4或5所述的关联方法,其特征在于,在确定所有主峰点之前,还包括步骤:

对所述脉搏波信号进行平滑滤波以及去除噪声处理。

17. 如权利要求16所述的关联方法,其特征在于,所述平滑滤波以及去除噪声处理采

用一维均值滤波方法或者高斯滤波方法。

18. 如权利要求 16 所述的关联方法,其特征在于,所述一维均值滤波方法或者高斯滤波方法的滤波窗口被设置为大于或等于所述脉搏波信号的采样频率的 0.03 倍、并小于或等于所述脉搏波信号的采样频率的 0.08 倍。

19. 如权利要求 4 或 5 所述的关联方法,其特征在于,所述确定所有主峰点的步骤包括:

确定第一窗口的大小;

利用该第一窗口对所述脉搏波信号进行遍历;

计算出每个第一窗口范围内的最大幅度值;以及

判断任意两个相邻的所述最大幅度值对应的时间差是否小于所述第一窗口的大小,如果判断为“是”,则去除其中较小的最大幅度值,剩余的所述最大幅度值对应的位置点被定义为主峰点。

20. 如权利要求 19 所述的关联方法,其特征在于,所述第一窗口被设置为大于或等于所述脉搏波信号的采样频率的 0.6 倍且小于或等于所述脉搏波信号的采样频率的 0.8 倍。

21. 如权利要求 19 所述的关联方法,其特征在于,确定所述起始点的步骤中,通过定位每个主峰点之前的 0.3 倍于采样频率的范围内的最小值、并定义该最小值对应的点为所述起始点。

22. 如权利要求 4 或 5 所述的关联方法,其特征在于,确定所述可能极值点的过程中,计算所述脉搏波信号周期中每个点分别与相邻的两点之间的第一幅度差值和第二幅度差值,并计算所述第一幅度差值与第二幅度差值的乘积,如果该乘积值小于或等于预定的阈值,则确定该点为所述可能极值点。

23. 如权利要求 22 所述的关联方法,其特征在于,所述脉搏波信号的数据被进行归一化处理,所述预定的阈值为 1×10^{-5} 。

24. 如权利要求 4 或 5 所述的关联方法,其特征在于,所述脉搏波信号通过脉象采集装置实时获取。

25. 如权利要求 4 或 5 所述的关联方法,其特征在于,所述脉搏波信号通过从脉象数据库中获取。

26. 如权利要求 25 所述的关联方法,其特征在于,通过 COM 接口、USB 接口、网络接口、或者无线传输模块从所述脉象数据库中获取所述脉搏波信号。

27. 如权利要求 4 或 5 所述的关联方法,其特征在于,所述脉搏波信号包括 6-16 个脉搏波信号周期。

28. 一种用于特征参数与脉象要素的关联的装置,其特征在于,包括:

用于按规则计算脉搏波信号的每个特征参数的重要度的部件;

用于按所述重要度的大小对特征参数进行由高到低的相应排序的部件;

用于基于人工神经网络对训练样本集的脉搏波信号进行学习的部件;

用于利用测试样本集的脉搏波信号对所述人工神经网络进行测试、并计算得出对所述测试样本集关于该脉象要素判断脉象的第一分类准确率的部件;

用于去除所述重要度排序相对最低的特征参数后、计算得出对所述测试样本集关于该脉象要素判断脉象的第二分类准确率的部件;以及

判断部件,其用于判断所述第一分类准确率和第二分类准确率之间的差值的绝对值是否小于预定阈值,

如果判断为“是”,进而返回至所述去除步骤,直至判断为“否”,

如果判断为“否”,则选择该特征参数以及排序高于该特征参数的其它特征参数与所述脉象要素相关联。

29. 如权利要求 28 所述的装置,其特征在于,进一步包括特征参数提取部件,其包括:。

用于获取一段包括一个周期以上的脉搏波信号的部件;

用于确定所述脉搏波信号中的所有主峰点的部件;

用于依据每个主峰点确定相应的每个脉搏波信号周期的起始点、以实现所述脉搏波信号的周期分割的部件;

用于依据微积分理论确定所述脉搏波信号周期中的所有可能极值点的部件;

用于去除所述可能极值点中的干扰极值点以精确得到所述脉搏波信号周期信号中的特征点的部件;以及

用于依据所述特征点的信息获取特征参数的部件。

30. 如权利要求 29 所述的装置,其特征在于,所述用于去除所述可能极值点中的干扰极值点以精确得到所述脉搏波信号周期信号中的特征点的部件进一步包括:

用于依据所述起始点计算每个脉搏波信号周期的平均周期的部件;

用于判断任意相邻的第一可能极值点和第二可能极值点之间的幅度差是否小于或等于特定幅度阈值的部件,若该部件判断为“是”,则将第一可能极值点和第二可能极值点中的幅度较小的一个作为干扰极值点被去除;和/或

用于判断任意相邻的第一可能极值点和第二可能极值点之间的时间差是否小于或等于特定时间阈值的部件,若该部件判断为“是”,则合并第一可能极值点和第二可能极值点为一个可能极值点以实现所述干扰极值点的去除;和

用于将剩余的可能极值点进行直方图统计的部件,该部件利用聚类分析法将直方图划分为若干区域,若某一区域内的所述可能极值点的数目小于第一数值时,则该区域内的相应所述可能极值点作为干扰极值点被去除。

特征参数与脉象要素的关联

技术领域

[0001] 本发明属于中医脉象量化技术领域,涉及利用计算机技术实现脉象的特征参数与脉象要素的关联选定。

背景技术

[0002] 脉诊是根据“脉象”观察、判断病症情况的一种诊断方法,它是中医的基本技术,也是中医临床不可缺少的诊察步骤和内容。脉诊之所以重要,就是由于脉象能传递机体各部分的生理病理信息,是窥视体内功能变化的窗口,可为诊断病证提供重要依据。

[0003] 传统的中医脉诊是完全依赖于医生的经验,医生通过感知脉搏搏动,获取病人的脉象信息实现疾病诊断,其经验程度要求较高、并且主观性相对较强。因此,近年来,为实现中医脉诊技术的广泛化、规范化、客观化应用,推出了中医脉诊仪器设备,其利用信号采集装置从病人采集反映脉象的脉搏波信号,并且进一步利用信号分析处理技术、图像处理技术等对脉搏波信号进行分析,为脉象的判断提供客观的数据信息,从而为脉诊创造便利条件。

[0004] 其中,脉象要素是指脉象的基本组成部分,其一般地包括“位、数、形、势”等四个方面,病脉是基于脉象的“位、数、形、势”四个方面来分类,例如,按脉位可以分为浮脉、沉脉,按脉形可以分为洪脉、细脉、长脉、短脉等,按脉数可以分为促脉、结脉、代脉等,按脉势可以分为实脉、虚脉、涩脉等。因此,在脉诊过程中,需要按照脉象要素来判断病脉的类型。在中医脉诊仪器设备中,脉象要素的判断是需要通过相应脉搏波的特征参数的具体量化来实现;而许多特征参数中,每个特征参数对于每个脉象要素(脉象中有多个脉象要素)的判断的重要度可能是不同的;因此,在对应于某一个脉象要素的脉象判断时,需要从多个特征参数中选取其中有利于脉象判断的特征参数,也即实现脉象要素与特征参数的对应关联。

[0005] 有鉴于此,脉象要素与特征参数的准确关联是利用计算机图像识别技术进行脉诊的关键技术之一。

发明内容

[0006] 本发明的目的在于,准确实现特征参数与脉象要素之间的关联。

[0007] 为实现以上目的或者其它目的,本发明提供以下技术方案。

[0008] 按照本发明的一方面,提供一种特征参数与脉象要素的关联方法,其包括以下步骤:

[0009] 按规则计算脉搏波信号的每个特征参数的重要度;

[0010] 按所述重要度的大小对特征参数进行由高到低的相应排序;

[0011] 基于人工神经网络对训练样本集的脉搏波信号进行学习;

[0012] 利用测试样本集的脉搏波信号对所述人工神经网络进行测试,并计算得出对所述测试样本集关于该脉象要素判断脉象的第一分类准确率;

[0013] 去除所述重要度排序相对最低的特征参数后,计算得出对所述测试样本集关于该

脉象要素判断脉象的第二分类准确率；以及

[0014] 判断所述第一分类准确率和第二分类准确率之间的差值的绝对值是否小于预定阈值，

[0015] 如果判断为“是”，进而返回至所述去除步骤，直至判断为“否”，

[0016] 如果判断为“否”，则选择该特征参数以及排序高于该特征参数的其它特征参数与所述脉象要素相关联。

[0017] 按照本发明提供的关联方法，其中，所述规则可以为基于互信息、基于判别式分析或者基于多层感知器的特征排序方法。

[0018] 按照本发明提供的关联方法的一实施例，其中，所述基于判别式分析的特征排序方法中的判别式函数为：

$$[0019] \quad J_i(X) = \frac{\text{tr}(S_b)}{\text{tr}(S_w)} - \frac{\text{tr}_{X/i}(S_b)}{\text{tr}_{X/i}(S_w)}$$

[0020] 其中，

$$[0021] \quad S_w = \sum_{j=1}^{N_j} P_j \frac{1}{N_j} \sum (X_{jk} - m_j)(X_{jk} - m_j)$$

$$[0022] \quad S_b = \sum_{j=1}^{N_j} P_j \sum (m_j - m)(m_j - m)'$$

[0023] 并且，其中， S_w 是类内协方差矩阵， S_b 是类间协方差矩阵， m_j 是第 j 类训练样本的均值， m 是所有训练样本的均值， P_j 是训练样本属于第 j 类训练样本的概率， N_j 是第 j 类训练样本的总数， $\text{tr}_{X/i}(S_b)$ 代表矩阵 S_b 的迹与对角线上第 i 个元素的差， $\text{tr}_{X/i}(S_w)$ 代表矩阵 S_w 的迹与对角线上第 i 个元素的差， i 和 j 为不超过特征维数的正整数。

[0024] 按照本发明提供的关联方法的又一较佳实施例，其中，所述特征参数通过以下方法过程获取：

[0025] 获取一段包括一个周期以上的脉搏波信号；

[0026] 确定所述脉搏波信号中的所有主峰点；

[0027] 依据每个主峰点确定相应的每个脉搏波信号周期的起始点，以实现所述脉搏波信号的周期分割；

[0028] 依据微积分理论确定所述脉搏波信号周期中的所有可能极值点；

[0029] 去除所述可能极值点中的干扰极值点以精确得到所述脉搏波信号周期信号中的特征点；以及

[0030] 依据所述特征点的信息获取特征参数。

[0031] 在之前所述的实施例中，优选地，所述去除干扰极值点的过程包括：

[0032] 依据所述起始点计算每个脉搏波信号周期的平均周期；

[0033] 判断任意相邻的第一可能极值点和第二可能极值点之间的幅度差是否小于或等于特定幅度阈值，若判断为“是”，则将第一可能极值点和第二可能极值点中的幅度较小的一个作为干扰极值点被去除；和/或

[0034] 判断任意相邻的第一可能极值点和第二可能极值点之间的时间差是否小于或等

于特定时间阈值,若判断为“是”,则合并第一可能极值点和第二可能极值点为一个可能极值点以实现所述干扰极值点的去除;和

[0035] 将剩余的可能极值点进行直方图统计,利用聚类分析法将直方图划分为若干区域,若某一区域内的所述可能极值点的数目小于第一数值时,则该区域内的相应所述可能极值点作为干扰极值点被去除。

[0036] 在之前所述的实施例中,优选地,在所述直方图统计并去除干扰极值点之后,还包括步骤:

[0037] 判断一个脉搏波信号周期内的剩余的可能极值点的数目是否

[0038] 大于 10,如果大于 10,则去除该脉搏波信号周期。

[0039] 在之前所述的实施例中,优选地,所述特定幅度阈值为所述脉搏波信号的幅度浮动范围的 0.01 倍,所述特定时间阈值为所述平均周期的 0.02 倍。

[0040] 在之前所述的实施例中,优选地,所述第一数值为所述剩余的可能极值点的总数的百分之五。

[0041] 在之前所述的实施例中,优选地,所述若干区域的个数五个,其分别为主峰值区域、潮波区域、重搏波区域、房缩波区域和周期起始点区域。

[0042] 在之前所述的实施例中,优选地,所述聚类分析法为 k 均值聚类算法或者模糊聚类算法。

[0043] 在之前所述的实施例中,优选地,所述脉搏波信号的周期分割之后,还包括步骤:

[0044] 去除所述脉搏波信号的基线漂移影响;以及

[0045] 对所述脉搏波信号的数据进行规范化处理。

[0046] 在之前所述的实施例中,优选地,所述去除基线漂移影响的步骤中,包括:对于所述起始点进行插值计算以得到所述基线。

[0047] 在之前所述的实施例中,优选地,所述去除基线漂移影响的步骤中,包括:所述脉搏波信号对应减去所述基线的幅度值。

[0048] 在之前所述的实施例中,优选地,所述插值计算为三次样条插值计算或者分段三次埃米尔特插值计算。

[0049] 在之前所述的实施例中,优选地,所述规范化处理包括以下过程:

[0050] 依据所述峰值点和起始点确定该脉搏波信号的浮动范围;以及

[0051] 根据所述浮动范围对脉搏波信号中的每个点进行归一化处理。

[0052] 在之前所述的实施例中,优选地,在确定所有主峰点之前,还包括步骤:

[0053] 对所述脉搏波信号进行平滑滤波以及去除噪声处理。

[0054] 在之前所述的实施例中,优选地,所述平滑滤波以及去除噪声处理采用一维均值滤波方法或者高斯滤波方法。

[0055] 在之前所述的实施例中,优选地,所述一维均值滤波方法或者高斯滤波方法的滤波窗口被设置为大于或等于所述脉搏波信号的采样频率的 0.03 倍、并小于或等于所述脉搏波信号的采样频率的 0.08 倍。

[0056] 在之前所述的实施例中,优选地,所述确定所有主峰点的步骤包括:

[0057] 确定第一窗口的大小;

[0058] 利用该第一窗口对所述脉搏波信号进行遍历;

- [0059] 计算出每个第一窗口范围内的最大幅度值；以及
- [0060] 判断任意两个相邻的所述最大幅度值对应的时间差是否小于所述第一窗口的大小，如果判断为“是”，则去除其中较小的最大幅度值，剩余的所述最大幅度值对应的位置点被定义为主峰点。
- [0061] 在之前所述的实施例中，优选地，所述第一窗口被设置为大于或等于所述脉搏波信号的采样频率的 0.6 倍且小于或等于所述脉搏波信号的采样频率的 0.8 倍。
- [0062] 在之前所述的实施例中，优选地，确定所述起始点的步骤中，通过定位每个主峰点之前的 0.3 倍于采样频率的范围内的最小值、并定义该最小值对应的点为所述起始点。
- [0063] 在之前所述的实施例中，优选地，确定所述可能极值点的过程中，计算所述脉搏波信号周期中每个点分别与相邻的两点之间的第一幅度差值和第二幅度差值，并计算所述第一幅度差值与第二幅度差值的乘积，如果该乘积值小于或等于预定的阈值，则确定该点为所述可能极值点。
- [0064] 在之前所述的实施例中，优选地，所述脉搏波信号的数据被进行归一化处理，所述预定的阈值为 1×10^{-5} 。
- [0065] 在之前所述的实施例中，优选地，所述脉搏波信号通过脉象采集装置实时获取。
- [0066] 在之前所述的实施例中，优选地，所述脉搏波信号通过从脉象数据库中获取。
- [0067] 在之前所述的实施例中，优选地，通过 COM 接口、USB 接口、网络接口、或者无线传输模块从所述脉象数据库中获取所述脉搏波信号。
- [0068] 在之前所述的实施例中，优选地，所述脉搏波信号包括 8-10 个脉搏波信号周期。
- [0069] 按照本发明的又一方面，提供一种用于特征参数与脉象要素的关联的装置，其包括：
- [0070] 用于按规则计算脉搏波信号的每个特征参数的重要度的部件；
- [0071] 用于按所述重要度的大小对特征参数进行由高到低的相应排序的部件；
- [0072] 用于基于人工神经网络对训练样本集的脉搏波信号进行学习的部件；
- [0073] 用于利用测试样本集的脉搏波信号对所述人工神经网络进行测试、并计算得出对所述测试样本集关于该脉象要素判断脉象的第一分类准确率的部件；
- [0074] 用于去除所述重要度排序相对最低的特征参数后、计算得出对所述测试样本集关于该脉象要素判断脉象的第二分类准确率的部件；以及
- [0075] 判断部件，其用于判断所述第一分类准确率和第二分类准确率之间的差值的绝对值是否小于预定阈值，
- [0076] 如果判断为“是”，进而返回至所述去除步骤，直至判断为“否”，
- [0077] 如果判断为“否”，则选择该特征参数以及排序高于该特征参数的其它特征参数与所述脉象要素相关联。
- [0078] 按照本发明提供的装置的一较佳实施例，其中，进一步包括特征参数提取部件，其包括：。
- [0079] 用于获取一段包括一个周期以上的脉搏波信号的部件；
- [0080] 用于确定所述脉搏波信号中的所有主峰点的部件；
- [0081] 用于依据每个主峰点确定相应的每个脉搏波信号周期的起始点、以实现所述脉搏波信号的周期分割的部件；

- [0082] 用于依据微积分理论确定所述脉搏波信号周期中的所有可能极值点的部件；
- [0083] 用于去除所述可能极值点中的干扰极值点以精确得到所述脉搏波信号周期信号中的特征点的部件；以及
- [0084] 用于依据所述特征点的信息获取特征参数的部件。
- [0085] 在之前所述装置的实施例中，较佳地，所述用于去除所述可能极值点中的干扰极值点以精确得到所述脉搏波信号周期信号中的特征点的部件进一步包括：
- [0086] 用于依据所述起始点计算每个脉搏波信号周期的平均周期的部件；
- [0087] 用于判断任意相邻的第一可能极值点和第二可能极值点之间的幅度差是否小于或等于特定幅度阈值的部件，若该部件判断为“是”，则将第一可能极值点和第二可能极值点中的幅度较小的一个作为干扰极值点被去除；和/或
- [0088] 用于判断任意相邻的第一可能极值点和第二可能极值点之间的时间差是否小于或等于特定时间阈值的部件，若该部件判断为“是”，则合并第一可能极值点和第二可能极值点为一个可能极值点以实现所述干扰极值点的去除；和
- [0089] 用于将剩余的可能极值点进行直方图统计的部件，该部件利用聚类分析法将直方图划分为若干区域，若某一区域内的所述可
- [0090] 能极值点的数目小于第一数值时，则该区域内的相应所述可能极值点作为干扰极值点被去除。
- [0091] 本发明的技术效果是，该关联方法中结合应用了重要度排序规则和人工神经网络，从而获取了与某一脉象要素相关的特征参数，准确实现了二者之间的关联，也即可以获取中医中的每个脉象要素与相应特征参数的对应关系。

附图说明

- [0092] 从结合附图的以下详细说明中，将会使本发明的上述和其它目的及优点更加完全清楚，其中，相同或相似的要素采用相同的标号表示。
- [0093] 图 1 是按照本发明一实施例提供的脉搏波的特征参数与脉象要素的关联方法的基本流程示意图；
- [0094] 图 2 是按照图 1 所示方法在基于判别分析方法实现流利度与特征参数的关联的结果示意图；
- [0095] 图 3 是按照本发明一实施例提供的提取脉搏波的特征参数的基本方法流程示意图；
- [0096] 图 4 是本发明一实施例获取的脉搏波信号的波形图；
- [0097] 图 5 是平滑滤波及去除噪声处理后的脉搏波信号的主峰点以及周期的起始点的示意图；
- [0098] 图 6 是通过对起始点进行差值算法后得到的脉搏波的基线；
- [0099] 图 7 是去除基线漂移影响后的脉搏波信号的波形图；
- [0100] 图 8 是脉搏波信号周期中的可能极值点的示意图；
- [0101] 图 9 是脉搏波信号中被第一次去除干扰极值点之后的可能极值点的示意图。
- [0102] 图 10 是将可能极值点进行直方图统计后得到的直方图；
- [0103] 图 11 是对图 9 所示的直方图进行聚类分析后的结果示意图；

- [0104] 图 12 是脉搏波信号中的精确定位的特征点的示意图；
 [0105] 图 13 是图 12 中的虚线框中的一个脉搏波信号周期的放大示意图；
 [0106] 图 14 是在一实例中提取出的脉搏波的特征参数列表。

具体实施方式

[0107] 下面介绍的是本发明的多个可能实施例中的一些，旨在提供对本发明的基本了解，并不旨在确认本发明的关键或决定性的要素或限定所要保护的范围。容易理解，根据本发明的技术方案，在不变更本发明的实质精神下，本领域的一般技术人员可以提出可相互替换的其它实现方式。因此，以下具体实施方式以及附图仅是对本发明的技术方案的示例性说明，而不应当视为本发明的全部或者视为对本发明技术方案的限定或限制。

[0108] 图 1 所示为按照本发明一实施例提供的脉搏波的特征参数与脉象要素的关联方法的基本流程示意图。在该实施例中，以脉象要素中的流利度（脉势中的一方面）为例进行说明，流利度主要用来对滑脉和涩脉两种脉象进行判断分类。需要理解的是，根据图 1 所示实施例的教导，本领域技术人员同样可以实现其它脉象要素（例如，力度、紧张度等）与特征参数的关联选取，因此，在此不作一一赘述。

[0109] 如图 1 所示，首先，步骤 S10，对脉搏波的 i 个特征参数的重要度进行计算（ i 为大于 1 的整数）。

[0110] 在该步骤中，特征参数的个数并不是限制性的，相对于脉象要素流利度，任何可能有利于基于该脉象要素判断脉象分类的特征参数较佳地被包含。特征参数的获取方法也不是限制性的，例如，脉搏波的特征参数可以通过中国专利申请号为 CN200810153175.0、名称为“中医脉象特征函数自动提取方法”的专利所描述的方法获取，或者可以通过中国专利申请号为 CN200510061394.2、名称为“中医脉象特征参数自动检测方法”的专利所描述的方法获取。在该实施例中，特征参数包括但不限于周期 T 、主波幅度 $h1$ 、重搏前波相对幅度 $h3/h1$ 、降中峡相对幅度 $h4/h1$ 、主波上升斜率 $h1/t1$ 、主波下降斜率 $(h1-h2)/(t2-t1)$ 、主波相对宽度 w/t 、重搏波幅度 $h5$ 、波峰数 NP 、节律 rhy 等。

[0111] 每个特征参数的重要度的计算可以选择基于互信息、基于判别式分析或者基于多层感知器等特征排序方法来计算。在该实施例中，以基于判别式分析的特征排序方法为例来进行示意性的说明。

[0112] 基于判别式分析的方法规则中，采用一个判别函数 $J(X)$ 来计算， $J(X)$ 的表达式如下公式 (1) 所示：

$$[0113] \quad J_i(X) = \frac{tr(S_b)}{tr(S_w)} - \frac{tr_{X/i}(S_b)}{tr_{X/i}(S_w)} \quad (1)$$

[0114] 其中，

$$[0115] \quad S_w = \sum_{j=1}^{N_j} P_j \frac{1}{N_j} \sum (X_{jk} - m_j)(X_{jk} - m_j) \quad (2)$$

$$[0116] \quad S_b = \sum_{j=1}^{N_j} P_j \sum (m_j - m)(m_j - m)' \quad (3)$$

[0117] 其中， S_w 是类内协方差矩阵， S_b 是类间协方差矩阵， m_j 是第 j 类训练样本的均值，

m 是所有训练样本的均值, P_j 是训练样本属于第 j 类训练样本的概率, N_j 是第 j 类训练样本的总数, $\text{tr}_{x/i}(S_b)$ 代表矩阵 S_b 的迹与对角线上第 i 个元素的差, $\text{tr}_{x/i}(S_w)$ 代表矩阵 S_w 的迹与对角线上第 i 个元素的差, i 和 j 为不超过特征维数的正整数, 例如, 若有 10 维特征, 则 i 和 j 的取值范围在 1-10。

[0118] 继续如图 1 所示, 进一步, 步骤 S20, 按重要度的高低对特征参数排序形成序列 $(G_1, \dots, G_i)$ 。在使用以上实施例所示例的基于判别式分析的方法计算重要度时, 按照 $J(X)$ 值的大小对所有特征参数进行排列, 其中, $J(X)$ 值越大, 表示其重要度越高, 所有特征参数按照重要度由高到低排序形成序列 $(G_1, \dots, G_i)$ 。排序最低的脉象要素 G_i 即为相对于流利度的重要度最低的脉象要素。

[0119] 图 2 所示为按照图 1 所示方法在基于判别分析方法实现流利度与特征参数的关联的结果示意图。参阅图 2 所示实施例, 每个特征参数的反映重要度的 $J(X)$ 值被计算并按照大小进行排序标记。

[0120] 继续如图 1 所示, 进一步, 步骤 S30, 基于人工神经网络对训练样本集的脉搏波信号进行学习。在该步骤中, 训练样本集的脉搏波信号可以实时地获取, 也可以通过在某存储装置中已经存储的脉象数据库中获取, 其可以通过但不限于 COM 接口、USB 接口、网络接口、或者无线传输模块等从所述脉象数据库中传输获得该数字信息。训练样本集的选择及其具体数量大小不是限制性的, 例如, 其可以分别选取 200 个滑脉的脉搏波信号和 200 个涩脉的脉搏波信号作为训练样本集, 对人工神经网络模型进行训练或学习, 使该人工神经网络能对基本相同脉象的脉搏波信号进行分类输出。在该过程中, 人工神经网络所选择的具体算法模型不是限制性的, 其可能根据不同的脉象要素对不同特征参数的依赖关系来选择设定。

[0121] 继续如图 1 所示, 进一步, 步骤 S40, 利用测试样本集的脉搏波信号对该人工神经网络进行测试, 并计算得出对测试样本集关于该脉象要素判断脉象的分类准确率 A_0 。在实施例中, 基于流利度来判断每个测试样本的类型, 也即对测试样本进行分类, 训练后的人工神经网络会对每个测试样本脉搏波进行脉象分类, 将其分类为滑脉或涩脉等, 基于其分类结果计算其分类准确率 A_0 。例如, 对于 50 个测试样本组成的测试样本集, 将其输入至人工神经网络后, 45 个测试样本的输出结果是准确的 (脉象判断准确), 则认为其分类准确率为 90%。

[0122] 需要理解的是, 在该步骤的人工神经网络测试过程中, 测试样本集的输入过程中包含了基本所有特征参数的输入过程, 因此, 实际上是基本综合考虑了每个测试样本的所有特征参数得出的分类准确率。

[0123] 继续如图 1 所示, 进一步, 步骤 S50, 去除所述重要度排序相对最低的特征参数 G_i 后, 计算得出对测试样本集关于该脉象要素判断脉象的分类准确率 A_i 。

[0124] 继续如图 1 所示, 进一步, 步骤 S60, 判断 $(A_i - A_0)$ 的绝对值是否小于预定阈值 $\square Ath$ 。

[0125] 如果判断为“是”, 如图 1 所示, 进入步骤 S70, i 自减 1, 表示放弃该重要度最低的特征参数 G_i 。这也反映了特征参数 G_i 对基于流利度这一脉象要素的判断的影响较小, 流利度与特征参数 G_i 的关联度小, 基本可以被排除。步骤 S70 后进一步返回至步骤 S50, 直至判断为“否”, 如图 1 所示, 进入步骤 S80, 选择特征参数 $(G_1, \dots, G_i)$ 与该脉象要素相关联, 从

而确定了特征参数与该脉象要素的对应关系。

[0126] 以图 2 所示特征参数为例,通过步骤 S50、S60、S70 的循环计算,依次排除特征参数节律、波峰数、重搏波幅度、降中峡相对幅度、重搏前波相对幅度、主波相对宽度;保留特征参数频率(也即周期 T)、主波幅度、主波下降斜率、主波上升斜率进行输入,计算得出对测试样本集关于该脉象要素判断脉象的分类准确率 $A_i (i = 4)$,判断为“否”,频率以及重要度 $J(X)$ 高于频率的主波幅度、主波下降斜率、主波上升斜率均被选取与流利度相关联,从而,得到了与流利度相关的脉搏波的特征参数,确定了特征参数与流利度的对应关系,基于关联的特征参数对其它脉搏波关于流利度的脉象类型判断时,相对准确、高效。

[0127] 需要理解的是,预定阈值 ΔAth 的具体大小选择可以根据特征参数与该脉象要素的关联度要求、脉象要素类型等来选择。

[0128] 步骤 S10 中所采用的特征参数的准确性也直接会影响该关联的准确性。因此,在本发明中,优选地还提供该关联方法中所应用的特征参数从脉搏波信号中提取的方法。

[0129] 图 3 所示为按照本发明一实施例提供的提取脉搏波的特征参数的基本方法流程示意图。其中,图 4 至图 14 为配合解释说明图 3 的提取方法过程而提供的示意图,以下结合图 3 至图 14 对该提取特征参数的方法进行详细说明。

[0130] 首先,执行步骤 S111,获取一段待提取特征参数的脉搏波信号。

[0131] 图 4 所示为本发明一实施例获取的脉搏波信号的波形图。如图 4 所示,获取的脉搏波信号 10 包括多个脉搏波信号周期,优选地,脉搏波信号中所包括的脉搏波信号周期的数量范围为 6 个至 16 个(例如图中所示的 10 个脉搏波信号周期)。具体地,图 4 所示的脉搏波信号 10 可以通过脉象采集装置实时地采集,其被传输至执行图 3 所示方法过程的计算机装置中,脉象采集装置是用于从躯体具体部位(例如,“寸”、“关”、“节”等部位)采集脉搏波信号,其具体可以包括传感器、可调放大电路模块、滤波电路模块、ADC 模数转换电路模块等,但是,脉象采集装置的具体形式不受本发明实施例限制,其甚至可以应用将来所提出的各种脉象采集装置;在脉象采集装置采集的脉搏波信号失真度越低的情况下,应用于本方法过程中所取得预期效果可能更佳。脉搏波信号 10 还可以是在某一存储装置中已经存储的脉象数据库中获取的数字信息,其可以通过但不限于 COM 接口、USB 接口、网络接口、或者无线传输模块等从所述脉象数据库中传输获得该数字信息。

[0132] 继续如图 4 所示,其中横坐标反映脉搏波信号 10 的时间,纵坐标反映脉搏波信号 10 的幅度。脉搏波信号 10 的采集频率可以根据具体情况(例如病人个体情况)来设置,在该实例中,采集频率可以 200Hz,一般地,脉象采集装置初步采集的脉搏波信号 10 存在不同程度的噪声、干扰、和/或漂移等,其与脉象采集装置具体设置、病人个体等情况有关。

[0133] 进一步,优选地,执行步骤 S113,对脉搏波信号 10 进行平滑滤波及去除噪声处理。脉搏波信号 10 被平滑滤波处理及去除噪声处理后,得到图 5 所示的脉搏波信号 20。具体地,在一实施例中,平滑滤波及去除噪声处理可以通过对脉搏波信号 10 的数据进行一维均值滤波方法或者高斯滤波方法处理来实现,但是,具体的处理方法并不是限制性的。在采用一维均值滤波方法或者高斯滤波方法处理进行平滑滤波及去除噪声处理时,其设定的滤波窗口优选地大于或等于脉搏波信号 10 的采样频率的 0.03 倍、且小于或等于脉搏波信号 10 的采样频率的 0.08 倍,例如,采样频率为 200Hz 时(每秒采样 200 个点),滤波窗口优选地在 $6(200 \times 0.03)$ 个点至 $16(200 \times 0.08)$ 个点之间。这样,既能有效去除噪声,又能尽量减小脉

搏波的波形失真。当然,滤波窗口也可以根据其它具体情况来调整。

[0134] 进一步,执行步骤 S115,确定脉搏波信号 20 中的所有主峰点。通常地,脉搏波信号中的每个脉搏波信号周期的主峰点的幅度值比较突出,其相对容易判断定位。优选地,主峰点的判断可以通过以下方法实施例实现:

[0135] 步骤 115a,确定遍历窗口的大小,该窗口大小优选地选择在采样频率的 0.6-0.8 倍的范围内,例如,采样频率的 0.7 倍,其可以根据脉搏波的大致周期长度来选定;当采样频率为 200Hz 时(每秒采样 200 个点),该窗口大小优选地在 120 (200×0.6) 个点至 160 (200×0.8) 个点之间;

[0136] 步骤 115b,利用该遍历窗口对脉搏波信号 20 进行遍历处理;

[0137] 步骤 115c,计算出每个遍历窗口范围内的幅度最大值;

[0138] 步骤 115d,如果任意两个相邻(在时间上相邻)的最大幅度值对应的时间差小于该遍历窗口的大小,则舍去该两个相邻的最大幅度值中较小的一个,剩下的最大幅度值被定义主峰点。

[0139] 进一步,步骤 S117,依据每个主峰点确定相应的每个脉搏波信号周期的起始点。

[0140] 图 5 所示为平滑滤波及去除噪声处理后的脉搏波信号的主峰点以及周期的起始点的示意图。在规则的脉搏波信号周期中,一个脉搏波信号周期中存在一个主峰点 21 以及一个起始点 23。脉搏波信号 20 中的主峰点 21 通过上述及的优选方法过程粗略定位,定位起始点 23 的优选方法包括以下过程:通过定位每个主峰点 21 之前的 0.3 倍于采样频率的范围内的最小值、并定义该最小值对应的点 23 为起始点,例如,采样频率为 200Hz 时(每秒采样 200 个点),确定每个主峰点 21 之前 60 点内的最小值为起始点。以上过程可以实现起始点 23 的粗略定位。

[0141] 在起始点 23 基本定位以后,相邻两个起始点之间即为一个脉搏波信号周期,因此,起始点 23 实现了脉搏波信号的周期分割。

[0142] 进一步,优选地,执行步骤 S119,去除脉搏波信号 20 中的基线漂移的影响。

[0143] 图 6 所示为通过对起始点 23 进行差值计算法后得到的脉搏波的基线 30。在该步骤中,根据步骤 S117 中确定的起始点 23,对起始点 23 的相应数据进行差值计算,例如,运用三次样条插值计算或者分段三次埃米尔特(Hermite)插值计算,差值计算后的得到的关于起始点的波形即为基线 30。

[0144] 在一实施例中,为去除基线漂移的影响,通过将脉搏波信号 20 对应减去基线 30 的幅度值即可基本实现。图 7 所示为去除基线漂移影响后的脉搏波信号 40 的波形图。

[0145] 进一步,优选地,执行步骤 S121,对脉搏波信号 40 的数据进行规范化处理。为便于对采集的脉搏波信号进行统一计算处理,并去除采集的脉搏波图形的差异化因素影响(例如在施加的取脉压力或脉象采集装置不同时,脉搏波的幅度大小是不一致的),可以对脉搏波信号 40 的数据进行规范化处理。具体地,可以采用归一化处理的形式对每个采样点进行处理,例如,确定脉搏波信号 40 的浮动范围,以每个采样点的幅度除以该幅度范围,得到归一化处理后的脉搏波信号 50(在图 8 中示出),其归一的范围为 $[0, 1]$ 。可以理解的是,归一化的参数在后续特征参数的计算过程中可以被采用。

[0146] 进一步,执行步骤 S123,确定脉搏波信号周期中的所有可能极值点。

[0147] 图 8 所示为脉搏波信号周期中的可能极值点的示意图。在该步骤中,脉搏波信号

50 中的可能极值点 51 依据微积分理论来确定,可能极值点 51 并不仅指狭义上的一阶导数等于 0 的极值点,其较佳地是指广义上的极值点,也即一阶导数等于 0 或基本等于 0。一阶导数基本等于 0 的可能极值点是指斜率变化很小的点,具体地,通过以下方法过程来确定一阶导数基本等于 0 的点:

[0148] 假如 d_0 、 d_1 、 d_2 为一个脉搏波信号周期中的三个依次相邻的点,计算 d_0 与 d_1 之间的幅度差值 c_1 (c_1 等于 d_1 的幅度值减去 d_0 的幅度值),计算 d_1 与 d_2 之间的幅度差值 c_2 (c_2 等于 d_2 的幅度值减去 d_1 的幅度值);

[0149] 幅度差值 c_1 乘以幅度差值 c_2 得出乘积值 f_1 ,如果 f_1 小于或等于 1×10^{-5} (以上幅度值为归一化处理后的幅度值),则判断该点 d_1 为可能极值点,否则判定为非可能极值点;

[0150] 重复执行以上过程,依次对每个点进行以上处理过程来确定是否为可能极值点。

[0151] 继续如图 8 所示,并对比图 5 所示,峰值点 21 所对应的位置区域可能存在多个可能极值点 51,起始点 23 所对应的位置区域也可能存在多个可能极值点 51;因此,需要从多个可能极值点中筛选得出特征点,也即对特征点进行精确定位。特别是在脉搏波信号周期的波动区域,如图 8 中所示的可能极值点 53 所在的区域,在小的区域里可能集聚多个可能极值点,从多个可能极值点中精确定位出特征点变得非常重要。

[0152] 进一步,优选地,执行步骤 S125,依据起始点 23 的位置计算脉搏波信号周期的平均周期。如图 5 所示,虽然起始点 23 并没有精确定位,但是,在计算平均周期时,基本可以忽略其影响而得到相对准确的平均周期 T_{aver} 。

[0153] 进一步,优选地,执行步骤 S127,第一次去除干扰极值点。在该过程中,通过以下方法过程对每个脉搏波信号周期中的每个可能极值点 51 进行处理:

[0154] (a) 假如 a_1 和 a_2 为两个相邻(时间上相邻)的可能极值点,求出 a_1 和 a_2 的时间差 b_1 以及幅度差 b_2 ;

[0155] (b) 如果幅度差 b_2 小于或等于特定幅度阈值,则如果确定 a_1 和 a_2 中的幅度较小的一个作为干扰极值点被去除;

[0156] (c) 如果时间差 b_1 小于或等于特定时间阈值,则对 a_1 和 a_2 两个点进行合并(例如取其中间位置)。

[0157] 以上方法过程中,步骤 (b) 和 (c) 可以同步地进行,也可以仅执行其中一个步骤来去除干扰极值点。其中,特定时间阈值和特定幅度阈值可以根据具体情况来设定,在该实例中,特定幅度阈值被设置为脉搏波信号 40 的幅度浮动范围的 0.01 倍(例如,在归一化处理后,即为脉搏波信号 50 时,其被设置为 0.01),特定时间阈值被设置为平均周期 T_{aver} 的 0.02 倍。

[0158] 图 9 所示为脉搏波信号中被第一次去除干扰极值点之后的可能极值点的示意图。相比于图 8 所示中的可能极值点,其数量相对减少。

[0159] 进一步,优选地执行步骤 S129,将剩余的可能极值点进行直方图统计在该过程中,图 10 所示为将可能极值点进行直方图统计后得到的直方图。

[0160] 进一步,优选地,执行步骤 S131,第二次去除干扰极值点。在该步骤中,首先用聚类分析法将直方图划分为若干区域,其中,图 11 所示为对图 9 所示的直方图进行聚类分析后的结果示意图;明显地,利用聚类分析法将直方图划分为若干区域,在该实施例中,其可以划分为主峰值区域、潮波区域、重博波区域、房缩波区域和周期起始点区域,这基本是由脉

搏波形状决定的。继续如图 11 所示,然后对每个区域中的可能极值点的数目进行统计(如图中虚线圈中的点的数目,但是在图中未完全反应出每个区域的点数),其数目小于剩余的可能的极值点的总数的 5% 时,则判断该区域内的相应可能极值点 51 为干扰极值点,并去除该干扰极值点。

[0161] 进一步,优选地,执行步骤 S133,去除脉搏波信号中的紊乱脉搏波周期。其中,紊乱脉搏波周期的确定通过以下方法过程实现:通过两次去除干扰极值点后所剩下的可能极值点被按脉搏波周期进行统计,如果在一个周期内所剩下的可能极值点的数目是否大于 10(一般一个周期内的特征点不会多余 10 个),如果大于 10,则表示该脉搏波信号周期是紊乱的。

[0162] 进一步,执行步骤 S135,确定脉搏波信号周期中的特征点。通过以上步骤 S125 至步骤 S131 对可能极值点进行干扰极值点去除以后,剩下的可能极值点被定义为特征点。因此,特定点是通过以上过程精确定位得出,其有利于其后准确获取特征参数。

[0163] 图 12 所述为脉搏波信号 50 中的精确定位的特征点的示意图,图 13 所示为图 12 中的虚线框中的一个脉搏波信号周期的放大示意图。如图 12 所示,脉搏波信号 50 中的每个周期中,可能包括 6 个特征点、也可能包括 7 个特征点,特征点的个数不是限定的,其与脉象类型等有关。在图 13 所示实例的脉搏波信号周期中,7 个特征点 521-527 被定位出来。

[0164] 进一步,执行步骤 S137,依据特征点的信息获取特征参数。

[0165] 参考图 13 所示,在特征点 521-527 被定位出来后,依据每个特征点的坐标信息可以得出每个特征点的时间点(横坐标)和幅度值(纵坐标),其中, t_1-t_7 相应表示特征点 521-527 的相对时间点, h_1-h_7 相应表示特征点 521-527 的相对幅度值。

[0166] 图 14 所示为在一实例中提取出的脉搏波的特征参数列表。其中, t_1 表示主波出现的时刻, h_1 表示主波幅度; t_2 表示潮波起点出现时刻, h_2 表示潮波起点幅度; t_3 表示重搏前波(潮波)出现时刻, h_3 表示重搏前波幅度; t_4 表示降中峡出现时刻, h_4 表示降中峡幅度; t_5 表示重搏波出现时刻, h_5 表示重搏波幅度; t_6 表示房缩前波出现时刻, h_6 表示房缩前波幅度; t_7 表示房缩波出现时刻, h_7 表示房缩波幅度; w 表示主波宽度; T 表示脉搏波平均周期; S 表示脉搏波平均面积; h_3/h_1 表示重搏前波相对幅度; h_4/h_1 表示降中峡相对幅度; s_1 等于 h_1/t_1 ,表示主波上升斜率; s_2 等于 $(h_1-h_2)/(t_2-t_1)$,表示主波下降斜率; w/t 表示主波相对宽度; $peaknum$ 表示每个脉搏波信号周期的平均波峰数。

[0167] 需要说明的是,以上特征参数仅是示意性的,根据不同需求,可以获取不同的特征参数,其它的某些特征参数也可以根据以上得出的特征参数计算得出,例如,主波平均上升斜率(h_1/t_1)、主波平均下降斜率($(h_1-h_2)/(t_2-t_1)$)、节律信息(rhy)等。根据特征点计算特征参数的具体方法在本发明中也不是限制性的。

[0168] 至此,截取的脉搏波信号的特征参数提取基本完成。该方法过程中,避免了传统的方法中采用拐点判断法来实现特征点的定位,而是利用可能极值点来精确定位特征点,因此,可以实现特征参数的准确提取,有利于中医脉象诊断,进一步提高利用该方法过程的中医脉诊仪器设备的科学性。

[0169] 以上关于脉搏波信号的特征参数提取方法可以在计算机装置中自动运行,脉搏波信号和/或其相应的特征参数也可以存储于与该计算机装置相关的存储介质中。因此,特征参数的提取过程可以自动地实现。

[0170] 以上图 1 所示的以及图 3 所示的关于脉搏波信号的特征参数提取方法均可以在计算机装置中自动运行,脉搏波信号和 / 或其相应的特征参数也可以存储于与该计算机装置相关的存储介质中。因此,特征参数的提取过程以及基于该特征参数与某一脉象要素的关联过程可以自动地实现。

[0171] 以上例子主要说明了本发明的特征参数与脉象要素的关联方法。尽管只对其中一些本发明的实施方式进行了描述,但是本领域普通技术人员应当了解,本发明可以在不偏离其主旨与范围内以许多其他的形式实施。因此,所展示的例子与实施方式被视为示意性的而非限制性的,在不脱离如所附各权利要求所定义的本发明精神及范围的情况下,本发明可能涵盖各种的修改与替换。

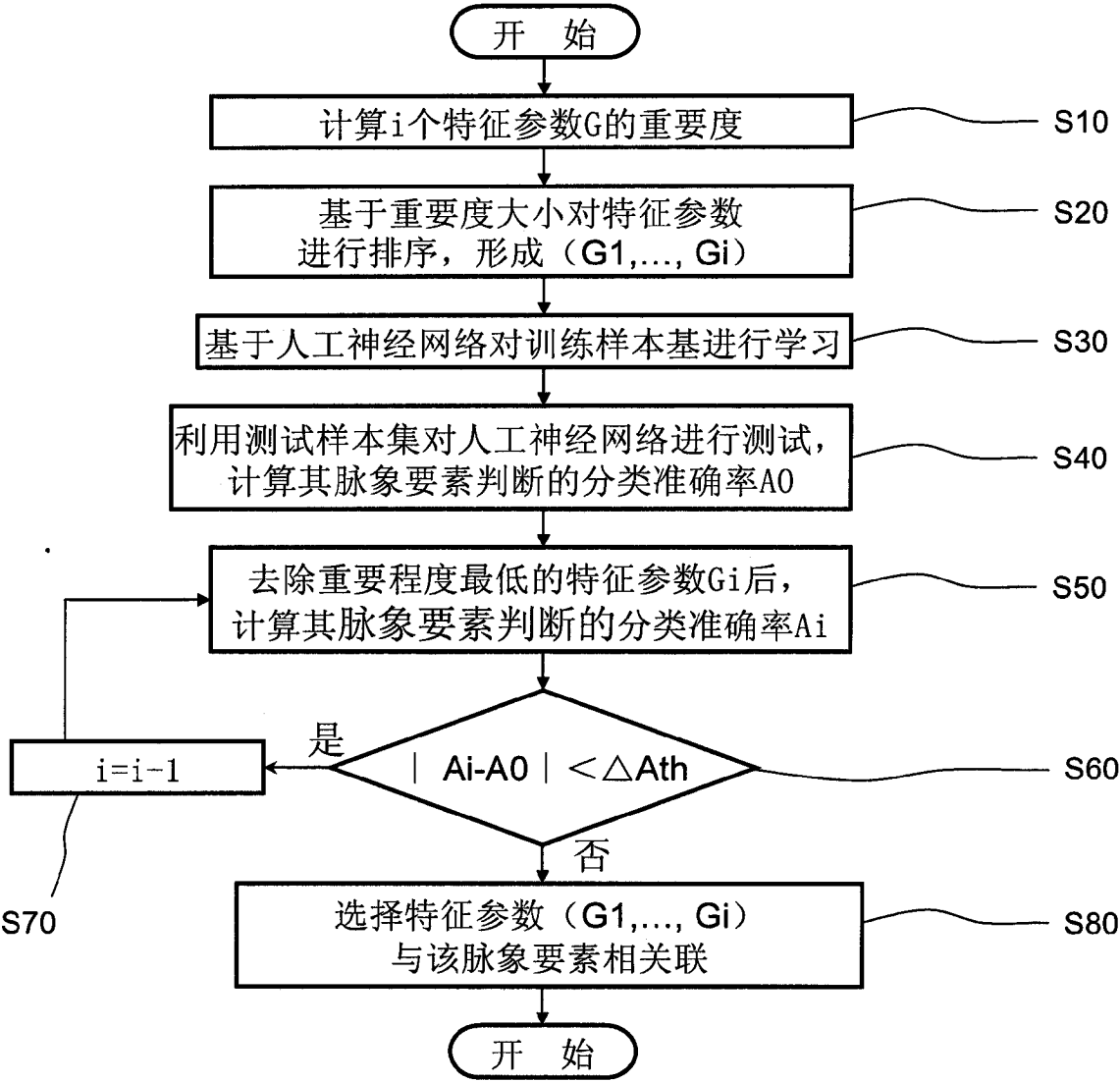


图 1

脉 参 数	主波幅度	重搏前波 相对幅度	降中峡相 对幅度	重搏波幅度	主波相对宽 度	主波平均上 升斜率	主波平均 下降斜率	频率	峰数	节律
	h_1	h_3/h_1	h_4/h_1	h_5	w/t	h_1/t_1	$(h_1-h_2)/(t_2-t_1)$	T	NP	rhy
J(x)	0.3427	0.0024	0.0004	-0.0094	0.0042	0.9638	0.6667	0.0735	-0.0536	-0.1082
排序										10
Ai	0	0	0 1	0	0	0	0	0	0	0

图 2

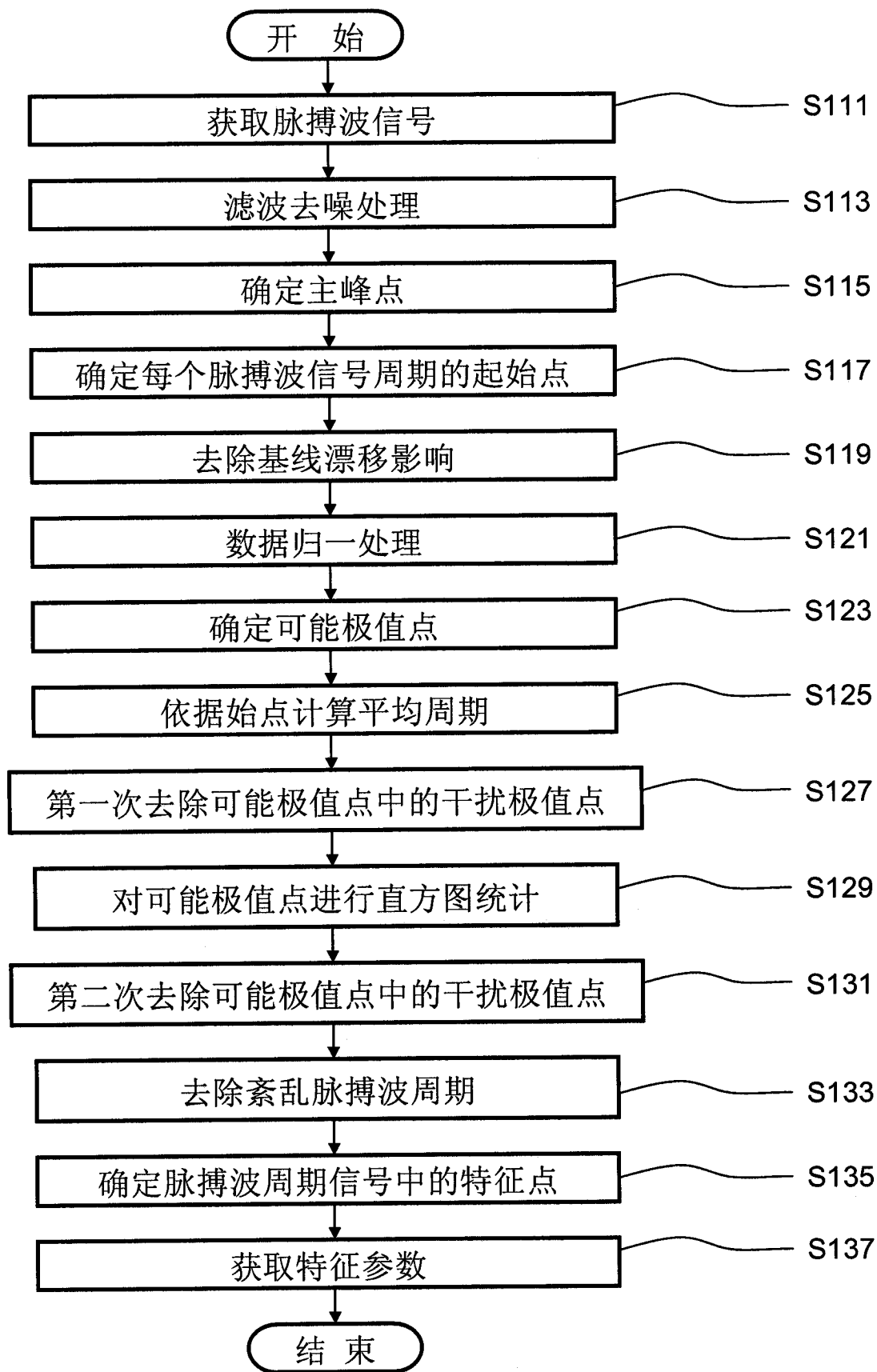


图 3

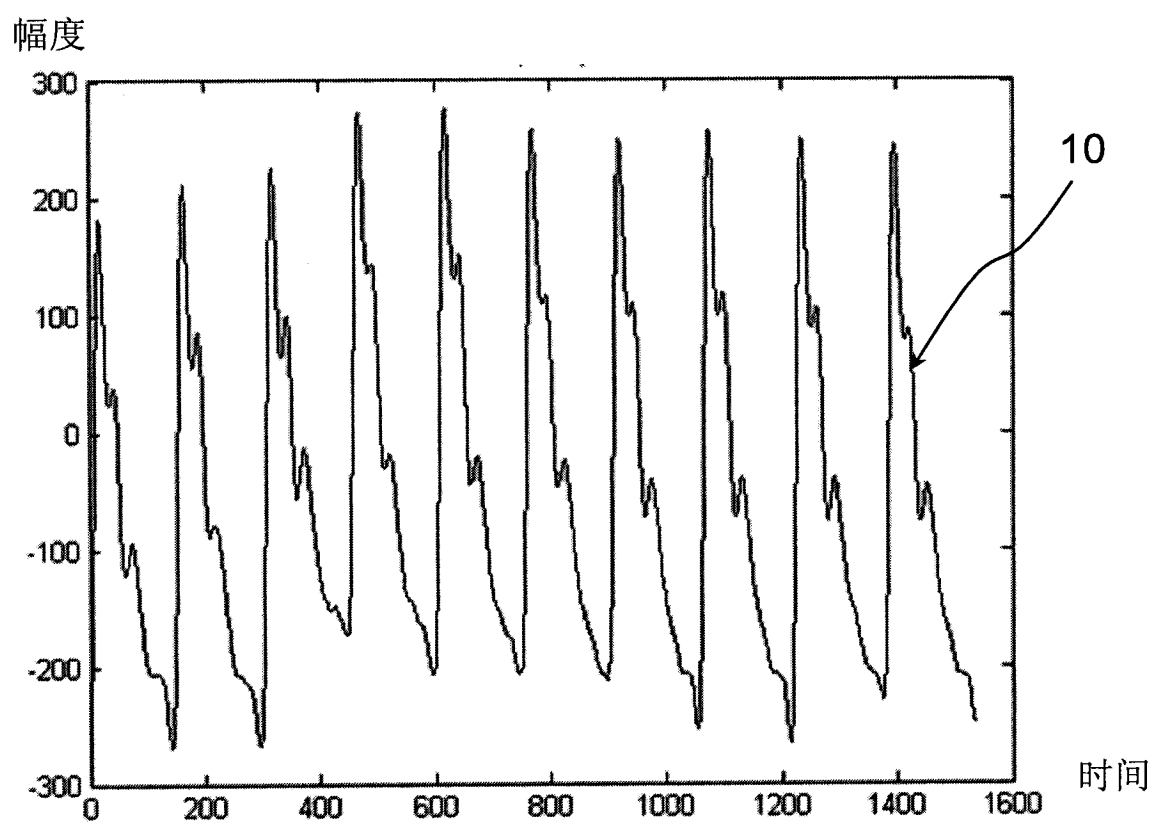


图 4

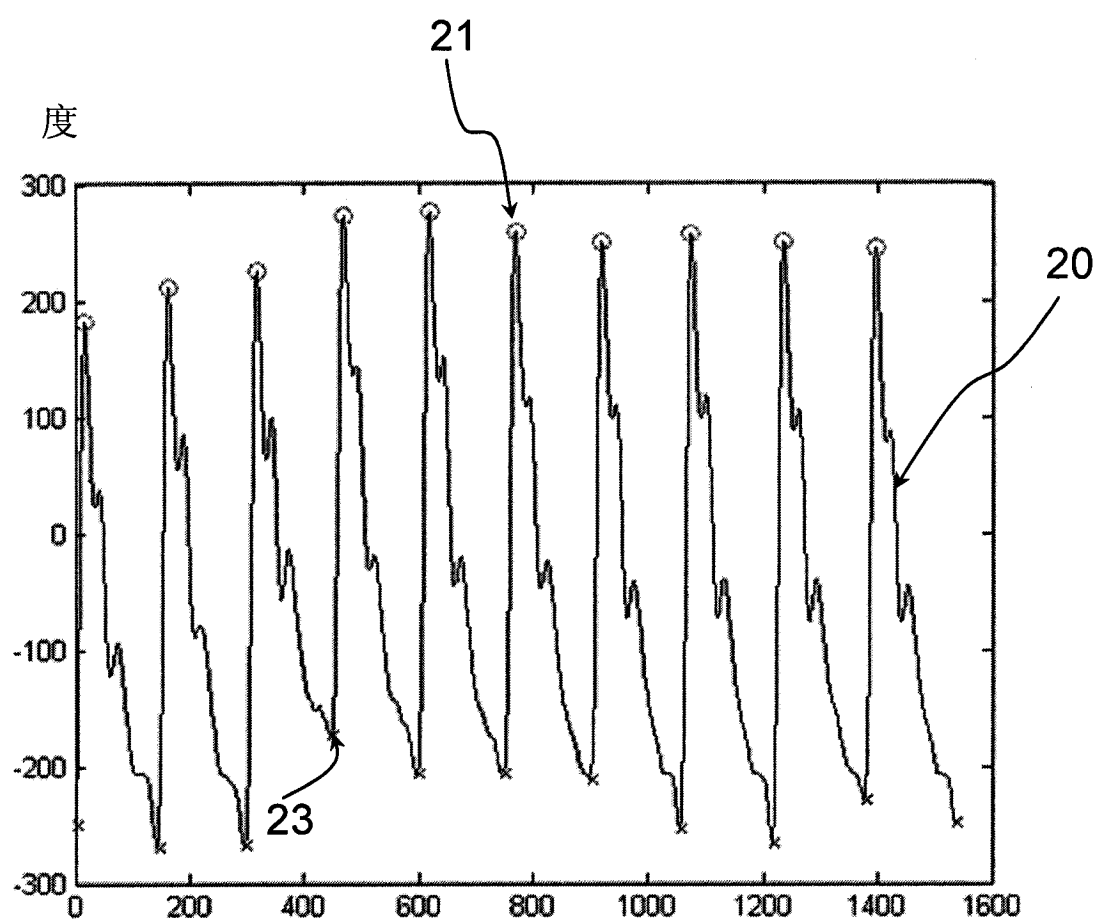


图 5

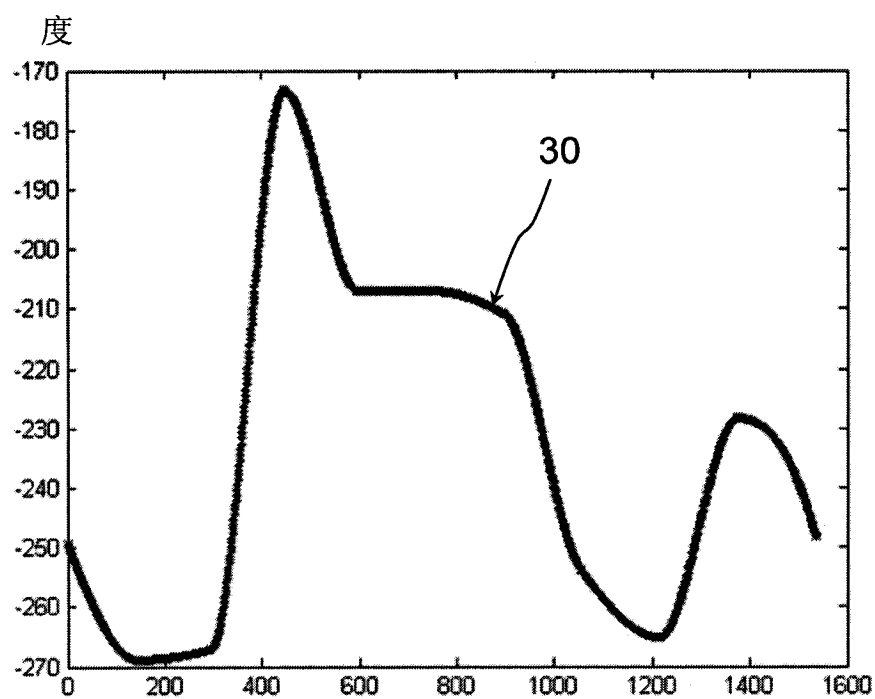


图 6

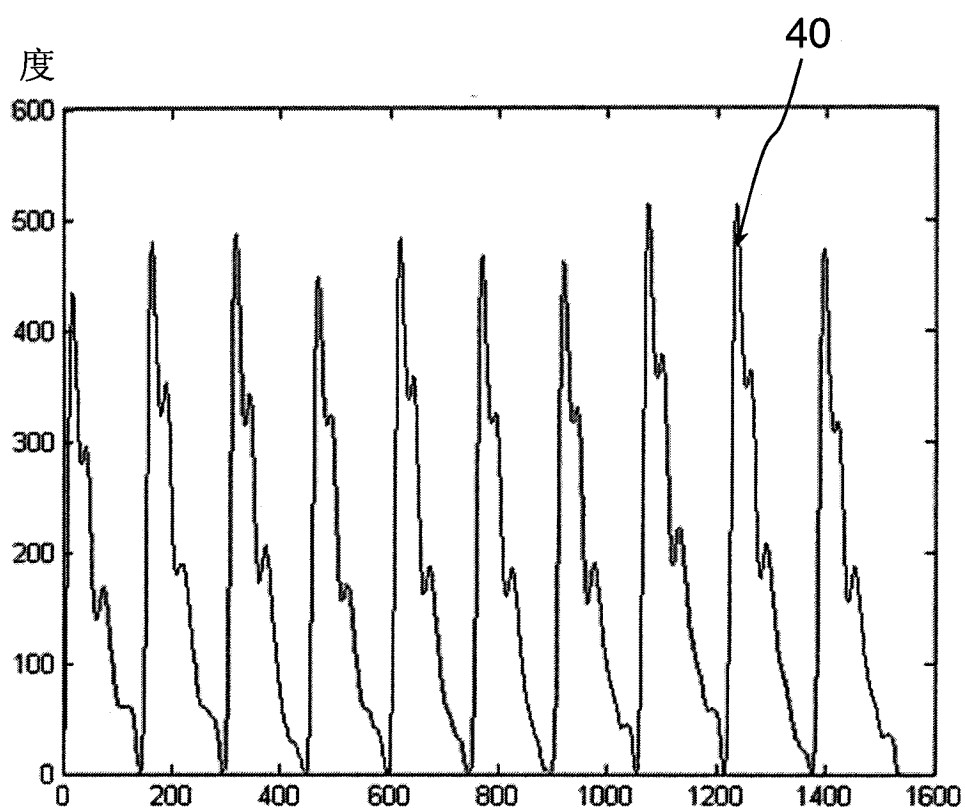


图 7

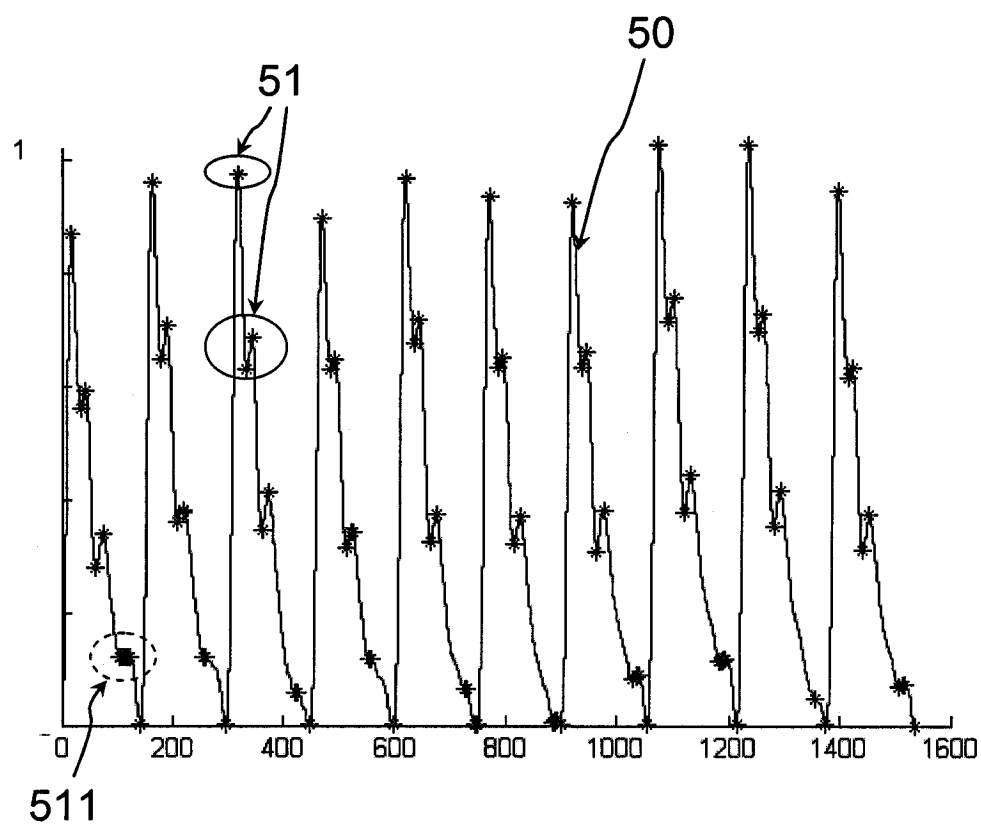


图 8

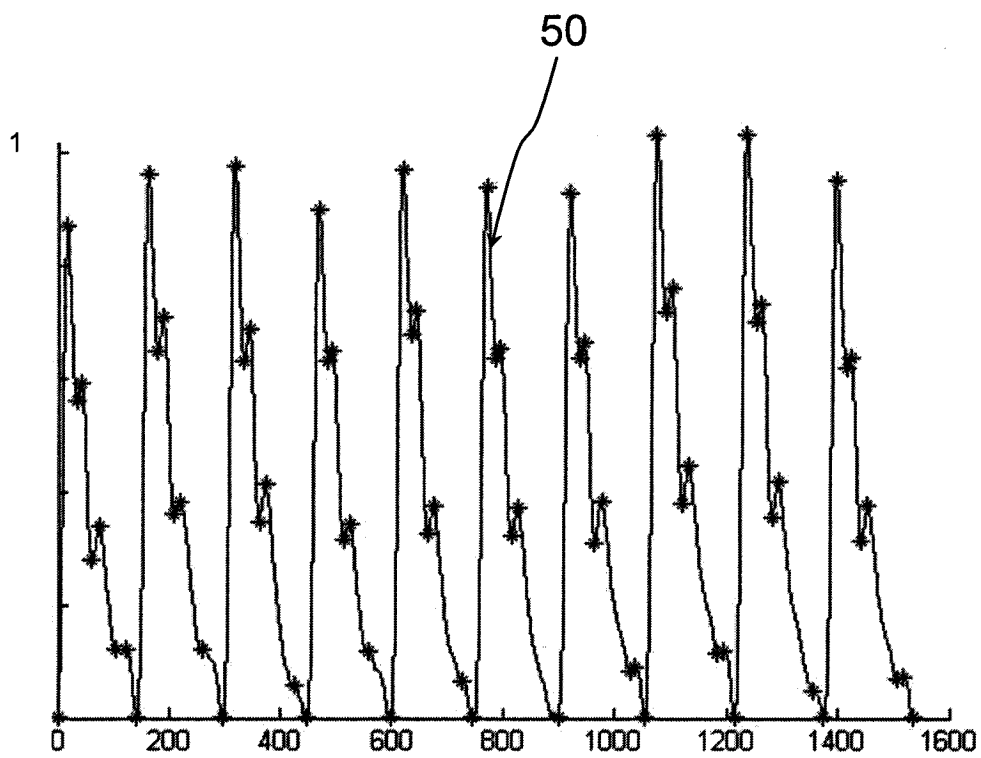


图 9

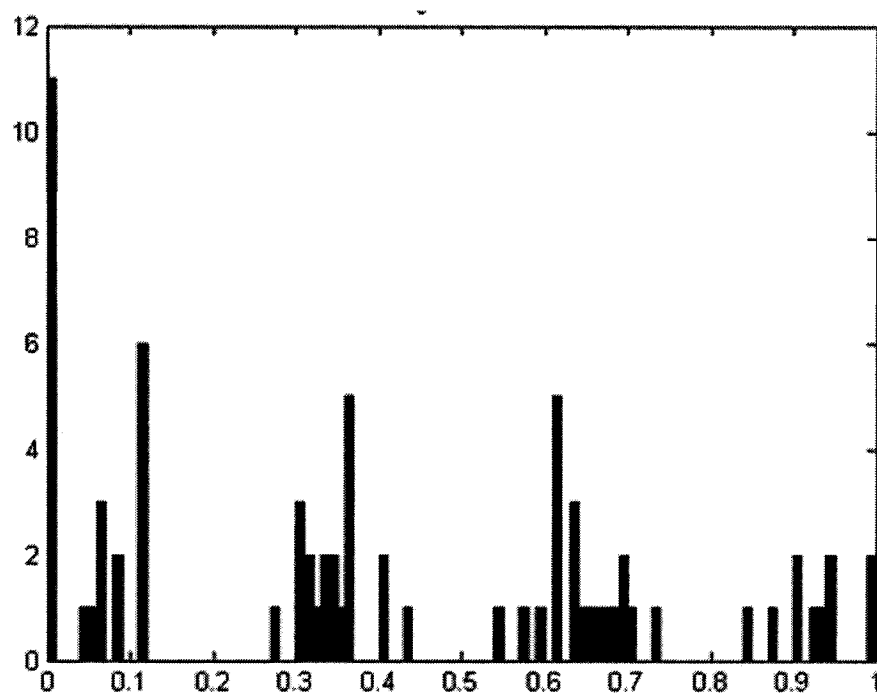


图 10

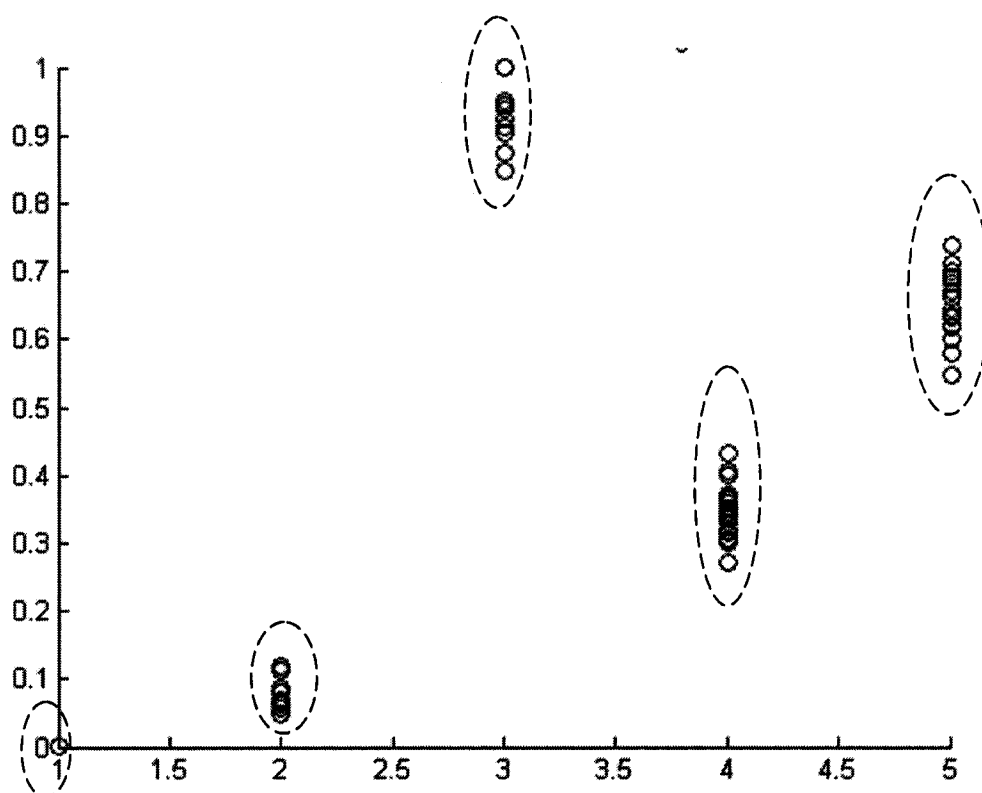


图 11

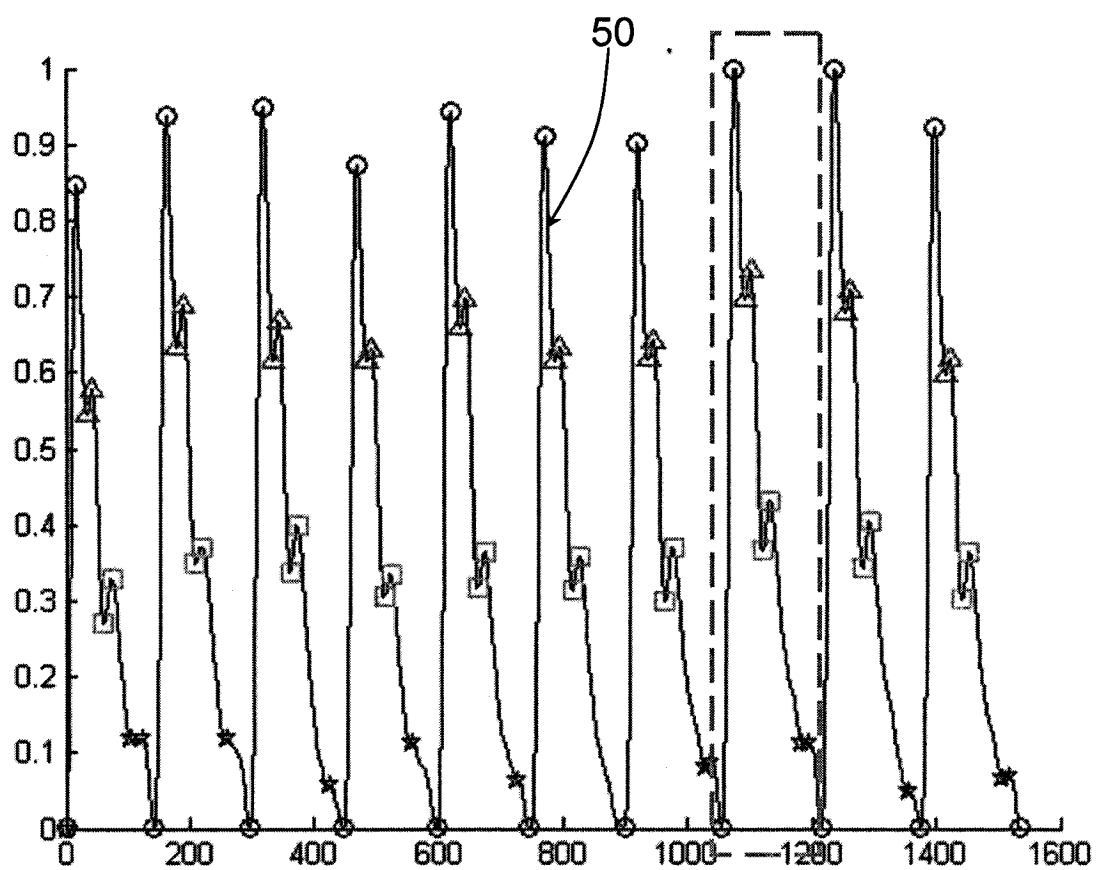


图 12

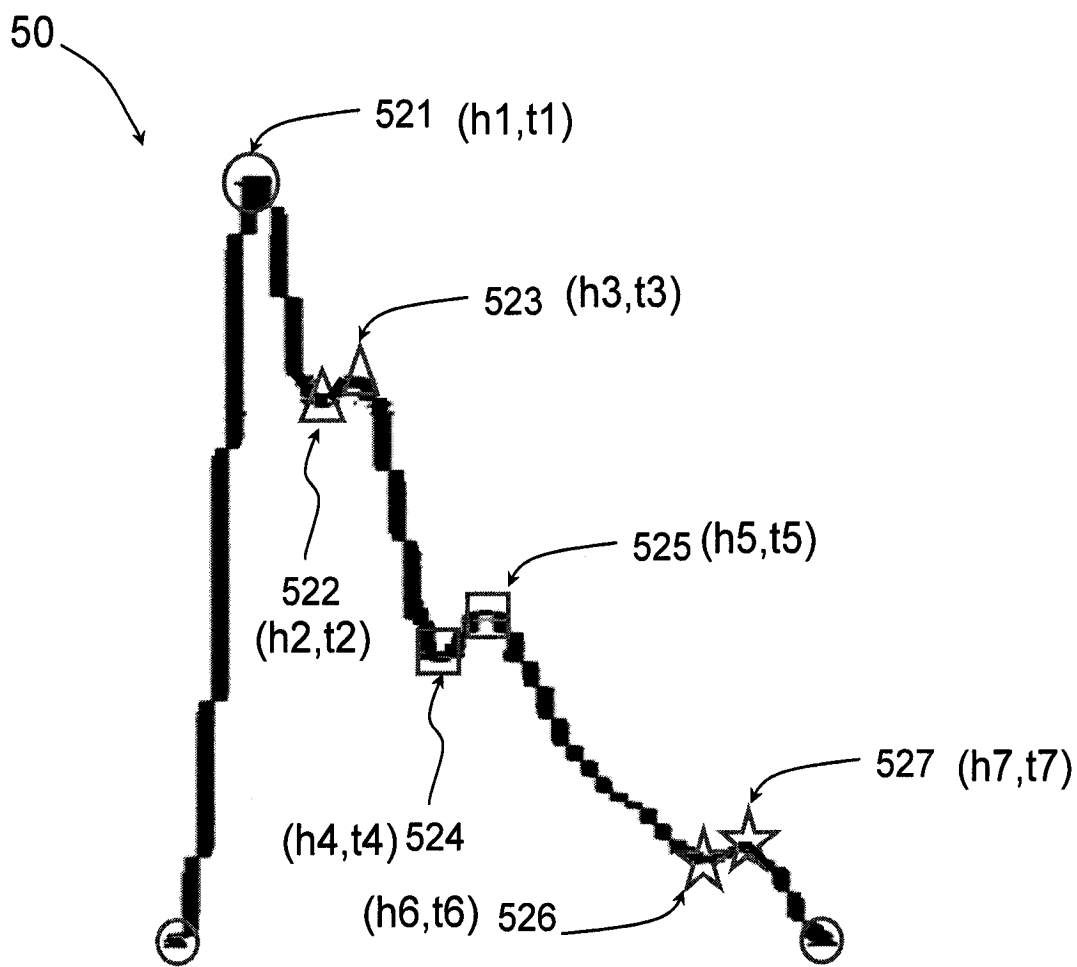


图 13

脉搏波特征参数

t1 = 20.7000	h1 = 476.0115	w = 34.7000
t2 = 37.5000	h2 = 321.8554	
t3 = 45.7000	h3 = 338.8357	h3/h1 = 0.7118
t4 = 65.3000	h4 = 164.4161	h4/h1 = 0.3454
t5 = 76.8000	h5 = 26.8298	s1 = 22.9958
t6 = 124.7778	h6 = 44.2205	s2 = 9.1746
t7 = 0	h7 = 0	w/t = 0.2262
T = 153.4000	S = 26546	peaknum = 4

图 14

专利名称(译)	特征参数与脉象要素的关联		
公开(公告)号	CN103034837A	公开(公告)日	2013-04-10
申请号	CN201110316998.2	申请日	2011-09-30
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
[标]发明人	郭松 王颖 谭思黎		
发明人	郭松 王颖 谭思黎		
IPC分类号	G06K9/00 G06N3/08 A61B5/00		
代理人(译)	唐立		
其他公开文献	CN103034837B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供特征参数与脉象要素的关联，属于中医脉象量化技术领域。该特征参数与脉象要素的关联方法中，包括步骤：计算脉搏每个特征参数的重要度；按重要度对特征参数进行排序；基于人工神经网络对训练样本集的脉搏波信号进行学习；利用测试样本集对所述人工神经网络进行测试，并计算得出对测试样本集关于该脉象要素判断脉象的第一分类准确率；去除所述重要度排序相对最低的特征参数后，计算得出对测试样本集关于该脉象要素判断脉象的第二分类准确率；基于第一分类准确率和第二分类准确率之间的差值判断，实现特征参数与所述脉象要素的关联选取。该关联方法可以准确获取中医中的每个脉象要素与相应特征参数的对应关系。

