



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105105741 A

(43) 申请公布日 2015. 12. 02

(21) 申请号 201510416414. 7

(22) 申请日 2015. 07. 15

(71) 申请人 无锡海鹰电子医疗系统有限公司

地址 214061 江苏省无锡市新区科技创业园
二区 205 室

(72) 发明人 夏钧 王道军

(74) 专利代理机构 总装工程兵科研一所专利服
务中心 32002

代理人 杨立秋

(51) Int. Cl.

A61B 5/0285(2006. 01)

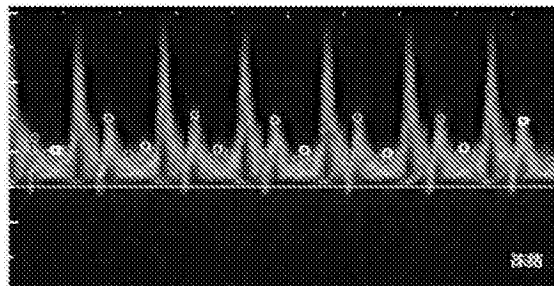
权利要求书3页 说明书8页 附图3页

(54) 发明名称

一种脉搏波图像包络线提取和特征点跟踪的方法

(57) 摘要

本发明涉及一种脉搏波图像包络线提取和特征点跟踪的方法,包括脉搏波包络线的提取和脉搏波包络线特征点跟踪,先通过脉搏波 ROI 区域裁剪,最大类间方差阈值法二值化,形态学算法和 Sobel 算子边缘检测四个步骤提取出脉搏波图像的包络线,再利用多重门限阈值辨识和跟踪包络线上的特征点。该方法与传统的直接用边缘检测算法不同之处是先截取 ROI 有效区域,然后进行二值化,在新的 ROI 图像上用边缘检测的方法提取到脉搏波图像的包络线,最后用搜索脉搏波图像包络线最大纵坐标结合多重门限阈值的方法得到了脉搏波的主波和谐波的波峰和波谷,没有出现误检和漏检,在重搏波不太明显的时候,也能准确识别出重搏波的位置。



1. 一种脉搏波图像包络线提取和特征点跟踪的方法,其特征在于:所述方法包括脉搏波包络线的提取和脉搏波包络线特征点跟踪,先通过脉搏波 ROI 区域裁剪,最大类间方差阈值法二值化,形态学算法和 Sobel 算子边缘检测四个步骤提取出脉搏波图像的包络线,再利用多重门限阈值辨识和跟踪包络线上的特征点。

2. 根据权利要求 1 所述的一种脉搏波图像包络线提取和特征点跟踪的方法,其特征在于:所述脉搏波 ROI 区域裁剪采用阈值化方法,超声诊断仪上采集的脉搏信号图像是 256 灰度级的彩色图片,具有红、绿、蓝三个通道,对红、绿、蓝三个通道设定对应的门限阈值 t_1 、 t_2 、 t_3 ,并设定图像的总分割阈值 t ,设 r 、 g 、 b 是当前图像对应的红、绿、蓝通道的灰度值, m 是图像每一行像素的个数,对于每一行像素点,采用公式 (1) 和 (2) 进行计算;对于每一行像素点,如果计算所得的 $\lambda < t_0$,则认为该行是背景部分;反之,当 $\lambda > t_0$,则认为该行是目标部分;脉搏信号图像经过 ROI 区域裁剪处理后,目标与背景得到初步分离,其中公式 (1) 和 (2) 如下:

$$\lambda = \sum_{i=1}^m (r-t_1)^2 + (g-t_2)^2 + (b-t_3)^2 \quad (1)$$

$$t_0 = t^2 \quad (2)$$

3. 根据权利要求 1 所述的一种脉搏波图像包络线提取和特征点跟踪的方法,其特征在于:所述最大类间方差阈值法二值化是在图像灰度直方图的基础上,分析和计算合适的阈值,使目标和背景两区域间的方差达到最大,使得目标区域增强,背景区域减弱,从而将图像分成目标和背景两区域;假设图像具有 m 级灰度级,灰度值 i 的像素数为 n_i ,则总像素数为: $N = \sum_{i=1}^m n_i$, 可以计算出,每个像素的概率为: $p_i = \frac{n_i}{N}$, 将 N 分 $C_0 \{1 \sim T\}$ 和 $C_1 \{T+1 \sim m\}$ 两组,

$$C_0 \text{ 的产生的概率: } w_0 = \sum_{i=1}^T p_i = w(T) \quad (3)$$

$$C_1 \text{ 的产生的概率: } w_1 = \sum_{i=T+1}^m p_i = 1 - w(T) \quad (4)$$

$$C_0 \text{ 的平均值为: } \mu_0 = \sum_{i=1}^T \frac{ip_i}{w_0} \quad (5)$$

$$C_1 \text{ 的平均值为: } \mu_1 = \sum_{i=T+1}^m \frac{ip_i}{w_1} = \frac{\mu - \mu(T)}{1 - w(T)} \quad (6)$$

式中, $\mu(T) = \sum_{i=1}^T ip_i$ 是阈值为 T 时的灰度平均值,采样的灰度平均值是:

$$\mu = w_0 \mu_0 + w_1 \mu_1 \quad (7)$$

两组间的方差可用下式求出:

$$\sigma^2(T) = w_0(\mu_0 - \mu)^2 + w_1(\mu_1 - \mu)^2 = w_0 w_1 (\mu_1 - \mu_0)^2 = \frac{[\mu w(T) - \mu(T)]^2}{w(T)[1 - w(T)]} \quad (8)$$

定义 $T_{\max}$ 是使式 (8) 取得最大值所对应的 T 值, 也就是最大类间方差法二值化的阈值。

4. 根据权利要求 1 所述的一种脉搏波图像包络线提取和特征点跟踪的方法, 其特征在于: 所述形态学算法利用各种几何形状的结构算子作为形态滤波器, 在图像的目标区域进行卷积滤波, 增强目标区域和背景区域的差异性, 选定具有特定半径 R 的圆盘形结构元素 $\alpha(m)$ 用来填充目标区域内部的孔洞; 形态学中基本的膨胀、腐蚀定义:

设脉搏信号的离散数字序列为 $f(n)$, 结构元素为 $\alpha(m)$, 且有 $n > m$, 则定义如下形态学算子:

$$\text{膨胀算子: } (f \oplus \alpha)(n) = \max[f(n-m)\alpha(m)] \quad (9)$$

$$n = M-1, M, \dots, N$$

$$\text{膨胀算子: } (f \otimes \alpha)(n) = \min[f(n+m)-\alpha(m)] \quad (10)$$

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

经过形态学圆盘算子卷积处理后, 脉搏波图像中间连通区域的孔洞被填充完整。

5. 根据权利要求 1 所述的一种脉搏波图像包络线提取和特征点跟踪的方法, 其特征在于: 所述 Sobel 算子根据图像各个像素点的梯度, 计算像素点和周围像素点的差异, 从而分离目标和背景, 提取出边界区域; Sobel 算子包含水平方向和垂直方向两组 3×3 的矩阵, 利用算子滤波器逐行与图像像素点卷积, 计算出水平方向和垂直方向的亮度差分值; 以 G_x 与 G_y 分别代表经水平方向和垂直方向进行边缘检测的算子:

$$G_x = \begin{pmatrix} -1 & 0 & +1 \\ -2 & 0 & +2 \\ -1 & 0 & +1 \end{pmatrix}, \quad G_y = \begin{pmatrix} +1 & +2 & +1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{pmatrix}$$

图像的每一个像素的横向及纵向梯度近似值可用以下的公式结合, 来计算梯度的大小, 设 (x, y) 是原图像的一个像素点, 则

$$G = \sqrt{G_x^2 + G_y^2} \quad (11)$$

然后可用以下公式计算梯度方向:

$$\theta = \arctan\left(\frac{G_y}{G_x}\right) \quad (12)$$

经过 Sobel 算子边缘检测后, 目标区域与背景区域完全分离。

6. 根据权利要求 1 所述的一种脉搏波图像包络线提取和特征点跟踪的方法, 其特征在于: 所述脉搏波包络线特征点跟踪是先通过搜索找出特征点候选点后, 再利用设定的多重门限阈值识别脉搏波图像的特征点, 并判断该特征点属于脉搏信号的具体阶段; 提取包络线的特征点算法分为两个步骤, 首先搜索出每列像素的最大和最小值, 作为脉搏波候选特征点 pixelList , 然后定义主峰门限 $T = \frac{\min \text{Row} + \max \text{Row}}{2}$ 和重博波门限

$T = \frac{\min \text{Row} + \max \text{Row}}{3}$ 来辨识脉搏信号的特征点, 其中 $\min \text{Row}$ 和 $\max \text{Row}$ 分别是脉搏信号

目标区域的最低点行号和最高点行号。

7. 根据权利要求 6 所述的一种脉搏波图像包络线提取和特征点跟踪的方法, 其特征在于: 所述提取包络线的特征点具体算法如下:

(1) 遍历包络线的每一个像素, 设第 i 列的像素为 $f(x_i)$, 若 $f(x_i) > f(x_{i-1})$ 且 $f(x_i) > f(x_{i+1})$, 就认为 $f(x_i)$ 是图像的一个候选特征点;

(2) 若 $f(x_i) < f(x_{i-1})$ 且 $f(x_i) < f(x_{i+1})$, 则认为候选特征点是重搏波波谷 D;

(3) 定义门限 $T = \frac{\max Row + \min Row}{2}$, 若候选特征点的 $f(x_i) > \frac{\max Row + \min Row}{2}$, 则候选特征点是主波波峰 A, 如果候选特征点的 $f(x_i) < \frac{\max Row + \min Row}{2}$, 则候选特征点是潮波波峰 B 或者是重搏波波峰 C;

(4) 定义门限 $T_2 = \frac{\max Row + \min Row}{3}$, 如果候选点的 $f(x_i) > \frac{\max Row + \min Row}{3}$, 则候选特征点是重搏波波峰 C; 反之, 候选特征点是噪声点。

一种脉搏波图像包络线提取和特征点跟踪的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及通过脉冲多普勒图像测量血流速度的领域，尤其是一种脉搏波图像包络线提取和特征点跟踪的方法。

背景技术

[0002] 脉冲多普勒图像在临床医学中有着重要的作用，是测量血管参数的重要载体。许多重要的医学指标可以从脉搏信号中分析和计算而来，如：血液流动速度，血管的内中膜厚度，血管的最大血流速度和血管的动脉硬化程度等。这些指标能很大程度地帮助医疗从业者更好的分析病人的身体情况。虽然脉搏波信号因人而异，并且随着病人年龄的增长而有所差异，但还是符合一定的周期性规律。

[0003] 图 1 大致描绘了一个周期内脉搏波图像的形状特征，它包含了三个波段和四个特征点。不同年龄的病人，因为血管的机能不同，脉搏波的形状特征也会相应有所变化。健康人的脉搏波信号拥有陡峭的上升沿和下降沿，这是因为健康人的血管机能比较好，血管阻力较小，血流速度大。同时，健康人的脉搏波信号的潮波 B 不显著。当主动脉瓣受到血液回流的冲击，形成明显的脉搏波信号的重搏波波峰 C 和波谷 D。随着病人年龄的增大，血管的机能变差，导致血管的阻力变大，血流速度变慢，潮波 B 会相应升高甚至超越主波 A。同时，血管阻力的变大会导致血液回流的速度增加，重搏波波峰 C 和波谷 D 抬高，使得整个脉搏波信号呈现山丘式变化。

[0004] 目前临床中测量血流速度的方法主要是有经验的医师采集 1024 帧多普勒图像后，按解冻键，挑选图像清晰的一张或几张，利用超声设备的轨迹球手动描绘包络线，再利用超声软件自带的测量功能，计算出血流的各种参数。显然，传统方法有很多的弊端。首先，此方法工作量大。一次描迹过程需要 15-20 分钟，如果操作失误，还需要重新绘制。其次，描迹精确度无法保障，不同的医师对图像的预处理不同，导致同一张图像绘制出的包络线相差极大，严重影响血流速度测量的精确度。

发明内容

[0005] 本发明要解决的技术问题是克服现有的缺陷，提供了一种脉搏波图像包络线提取和特征点跟踪的方法，先针对脉搏波图像自动描绘包络线，接着再利用多重门限阈值方法跟踪包络线上的特征点，从而提高了血流速度测量的精确度。

[0006] 为了解决上述技术问题，本发明提供了如下的技术方案：

[0007] 一种脉搏波图像包络线提取和峰值点跟踪的方法，该方法包括脉搏波包络线的提取和脉搏波包络线特征点跟踪，先通过脉搏波 ROI 区域裁剪，最大类间方差阈值法二值化，形态学算法和 Sobel 算子边缘检测四个步骤提取出脉搏波图像的包络线，再利用多重门限阈值方法辨识和跟踪包络线上的特征点。

[0008] 进一步地，脉搏波 ROI 区域裁剪采用阈值化方法，超声诊断仪上采集的脉搏波图像是 256 灰度级的彩色图片，具有红、绿、蓝三个通道，对红、绿、蓝三个通道设定对应的门

限阈值 t_1 、 t_2 、 t_3 ，并设定图像的总分割阈值 t ，设 r 、 g 、 b 是当前图像对应的红、绿、蓝通道的灰度值， m 是图像每一行像素的个数，对于每一行像素点，采用公式 (1) 和 (2) 进行计算；对于每一行像素点，如果计算所得的 $\lambda < t_0$ ，则认为该行是背景区域；反之，当 $\lambda > t_0$ ，则认为该行是目标区域；脉搏波图像经过 ROI 区域裁剪处理后，目标与背景得到初步分离，其中公式 (1) 和 (2) 如下：

[0009]

$$\lambda = \sum_{i=1}^m (r-t_1)^2 + (g-t_2)^2 + (b-t_3)^2 \quad (1)$$

$$t_0 = t^2 \quad (2)$$

[0010] 进一步地，最大类间方差阈值法二值化是在图像灰度直方图的基础上，分析和计算合适的阈值，使目标和背景两区域间的方差达到最大，使得目标区域增强，背景区域减弱，从而将图像分成目标和背景两区域；假设图像具有 m 级灰度级，灰度值 i 的像素数为 n_i ，

则总像素数为： $N = \sum_{i=1}^m n_i$ ，可以计算出，每个像素的概率为： $p_i = \frac{n_i}{N}$ ，将 N 分 $C_0 \{1 \sim T\}$ 和 $C_1 \{T+1 \sim m\}$ 两组，

[0011] C_0 的产生的概率： $w_0 = \sum_{i=1}^T p_i = w(T)$ (3)

[0012] C_1 的产生的概率： $w_1 = \sum_{i=T+1}^m p_i = 1 - w(T)$ (4)

[0013] C_0 的平均值为： $\mu_0 = \sum_{i=1}^T \frac{ip_i}{w_0}$ (5)

[0014] C_1 的平均值为： $\mu_1 = \sum_{i=T+1}^m \frac{ip_i}{w_1} = \frac{\mu - \mu(T)}{1 - w(T)}$ (6)

[0015] 式中， $\mu(T) = \sum_{i=1}^T ip_i$ 是阈值为 T 时的灰度平均值，采样的灰度平均值是：

[0016] $\mu = w_0 \mu_0 + w_1 \mu_1$ (7)

[0017] 两组间的方差可用下式求出：

[0018]

$$\delta^2(T) = w_0(\mu_0 - \mu)^2 + w_1(\mu_1 - \mu)^2 = w_0 w_1 (\mu_1 - \mu_0)^2 = \frac{[\mu w(T) - \mu(T)]^2}{w(T)[1 - w(T)]} \quad (8)$$

[0019] 定义 $T_{\max}$ 是使式 (8) 取得最大值所对应的 T 值，也就是最大类间方差法二值化的阈值。

[0020] 进一步地，形态学算法利用各种几何形状的结构算子作为形态滤波器，在图像的目标区域进行卷积滤波，增强目标区域和背景区域的差异性，选定具有特定半径 R 的圆盘形结构元素 $\alpha(m)$ 用来填充目标区域内部的空洞；形态学中基本的膨胀、腐蚀定义：

[0021] 设脉搏信号的离散数字序列为 $f(n)$ ，结构元素为 $\alpha(m)$ ，且有 $n > m$ ，则定义如下形态学算子：

$$[0022] \quad \text{膨胀算子:} \quad (f \oplus \alpha)(n) = \max[f(n-m)\alpha(m)] \quad (9)$$

$$n = M-1, M \cdots N$$

$$[0023] \quad \text{膨胀算子:} \quad (f \otimes \alpha)(n) = \min[f(n+m) - \alpha(m)] \quad (10)$$

$$n = 0, 1, \cdots, N-M$$

经过形态学圆盘算子卷积处理后,脉搏波图像中间连通区域的孔洞被填充完整。

[0024] 进一步地,Sobel 算子根据脉搏波图像中各个像素点的梯度,计算像素点和周围像素点的差异,从而分离目标和背景,提取出边界区域;Sobel 算子包含水平方向和垂直方向两组 3x3 的矩阵,利用算子滤波器逐行与图像像素点卷积,计算出水平方向和垂直方向的亮度差分值;以 Gx 与 Gy 分别代表经水平方向和垂直方向进行边缘检测的算子:

$$[0025] \quad G_x = \begin{pmatrix} -1 & 0 & +1 \\ -2 & 0 & +2 \\ -1 & 0 & +1 \end{pmatrix}, \quad G_y = \begin{pmatrix} +1 & +2 & +1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{pmatrix}$$

[0026] 图像中每一个像素的横向及纵向梯度近似值可用以下的公式结合,来计算梯度的大小。设 (x, y) 是原图像的一个像素点,则

$$[0027] \quad G = \sqrt{G_x^2 + G_y^2} \quad (11)$$

[0028] 然后可用以下公式计算梯度方向:

$$[0029] \quad \theta = \arctan\left(\frac{G_y}{G_x}\right) \quad (12)$$

[0030] 经过 Sobel 算子边缘检测后,目标区域与背景区域完全分离。

[0031] 进一步地,脉搏波包络线特征点跟踪是先通过搜索找出候选特征点后,再利用设定的多重门限阈值识别出脉搏波图像的特征点,并且判断该特征点属于脉搏信号的具体阶段;提取包络线的特征点算法分为两个步骤,首先搜索出每列像素的最大值和最小值,作为脉搏波候选特征点 pixelList,然后定义主峰门限阈值 $T = \frac{\min Row + \max Row}{2}$ 和重搏波门

限阈值 $T = \frac{\min Row + \max Row}{3}$, 辨识出脉搏信号的特征点,其中 minRow 和 maxRow 分别是脉搏信号目标区域的最低点行号和最高点行号。

[0032] 进一步地,提取包络线的特征点具体算法如下:

[0033] (1) 遍历包络线的每一个像素,设第 i 列的像素为 $f(x_i)$,若 $f(x_i) > f(x_{i-1})$ 且 $f(x_i) > f(x_{i+1})$,就认为 $f(x_i)$ 是图像的一个候选特征点;

[0034] (2) 若 $f(x_i) < f(x_{i-1})$ 且 $f(x_i) < f(x_{i+1})$,则候选特征点是重搏波波谷 D;

[0035] (3) 定义主峰门限 $T = \frac{\max Row + \min Row}{2}$, 若候选特征点的 $f(x_i) > \frac{\max Row + \min Row}{2}$,

则候选特征点是主波波峰 A。若候选特征点的 $f(x_i) < \frac{\max Row + \min Row}{2}$ ，则候选特征点是潮波波峰 B 或者是重搏波波峰 C；

[0036] (4) 定义重搏波门限 $T_2 = \frac{\max Row + \min Row}{3}$ ，如果候选点的 $f(x_i) > \frac{\max Row + \min Row}{3}$ ，

则候选特征点是重搏波波峰 C；反之，候选特征点是噪声点。

[0037] 本发明的优点：与传统的直接用边缘检测算法不同，该方法是先截取 ROI 有效区域，然后进行二值化，在新的 ROI 图像上用边缘检测的方法提取到脉搏波图像的包络线，最后用搜索脉搏波图像包络线最大纵坐标结合多重门限阈值的方法得到了脉搏波的主波和谐波的波峰和波谷，没有出现误检和漏检，在重搏波不太明显的时候，该方法也能准确识别出重搏波的位置，既提高了工作效率，又提升了血流速度测量的精确度。

附图说明

[0038] 附图用来提供对本发明的进一步理解，并且构成说明书的一部分，与本发明的实施例一起用于解释本发明，并不构成对本发明的限制。在附图中：

[0039] 图 1 为一个周期的脉搏波信号；

[0040] 图 2 为超声波仪器上获得的脉搏波图像；

[0041] 图 3 为 ROI 区域剪裁后的脉搏波图像；

[0042] 图 4 为二值化后的脉搏波图像；

[0043] 图 5 为形态学算子填孔后的脉搏波超声图像；

[0044] 图 6 为边缘检测后的脉搏波图像；

[0045] 图 7 为特征点跟踪后的脉搏波图像。

具体实施方式

[0046] 本发明所列举的实施例，只是用于帮助理解本发明，不应理解为对本发明保护范围的限定，对于本技术领域的普通技术人员来说，在不脱离本发明思想的前提下，还可以对本发明进行改进和修饰，这些改进和修饰也落入本发明权利要求保护的范围内。

[0047] 本发明提出了一种针对脉搏波图像自动描绘包络线的方法，接着再利用多重门限阈值方法跟踪包络线的特征点。该方法包括 ROI 区域的分离，最大类间方差二值化，形态学开闭操作和边缘检测四个步骤，最后再利用多重门限阈值辨识和跟踪图像特征点。

[0048] 1、脉搏波包络线的提取

[0049] (1) 脉搏波 ROI 区域裁剪

[0050] 超声诊断仪上获得的脉搏波图像如图 2 所示，图 2 是从超声诊断仪 HY-C360 上取得的脉搏波信号图像。显然，ROI (Region Of Interested) 区域即目标区域，是图像上方的脉搏波信号图像。图像下方的背景区域是算法处理中无关的背景部分，如果不能将它与目标区域分离，会大大增加算法的复杂度和算法的处理时间。通常，研究图像的算法往往是设计特定的滤波器，使其与当前图像的每个像素进行卷积运算。如果能减少图像中无效的像素点，无疑大大提升了算法处理的效率。

[0051] 本发明采取的 ROI 区域裁剪方法是阈值化方法。超声诊断仪上采集的脉搏波信号

图像是 256 灰度级的彩色图片,具有红、绿、蓝三个通道。对红、绿、蓝三个通道设定对应的门限阈值 t_1 、 t_2 、 t_3 ,并设定图像的总分割阈值 t 。设是当前图像对应的红、绿、蓝通道的灰度值 r 、 g 、 b , m 是图像每一行像素的个数。对于每一行像素点,采用式 (1) 和 (2) 进行计算。对于每一行像素点,如果计算所得的 $\lambda < t_0$,则认为该行是背景区域;反之,当 $\lambda > t_0$,则认为该行是目标区域。经过 ROI 区域剪裁后的图像如图 3 所示。

[0052]

$$\lambda = \sum_{i=1}^m (r-t_1)^2 + (g-t_2)^2 + (b-t_3)^2 \quad (1)$$

$$t_0 = t^2 \quad (2)$$

[0053] (2) 最大类间方差阈值法二值化

[0054] 如图 3 所示,脉搏波信号图像经过 ROI 区域裁剪处理后,目标与背景得到初步分离。然而,ROI 区域中还是包含大量与脉搏波信号无关的背景点,如果能增强目标与背景的差异,就能更好提取和分离目标区域。二值化是处理图像分割的主要手段之一,它根据图像目标区域和背景区域的灰度差异,用设定阈值的方法把图像用仅含有 0 和 1 的二值图像来表示,从而增强了目标与背景的差异。

[0055] 本发明采用的图像二值化方法是最大类间方差阈值分割法。该方法将图像分成目标和背景两个区域,在图像灰度直方图的基础上,分析和计算合适的阈值,使目标和背景两区域间的方差达到最大,使得目标区域增强,背景区域减弱。最大类间方差阈值的基本原理如下:假设图像具有 m 级灰度级,灰度值 i 的像素数为 n_i ,则总像素数为 $N = \sum_{i=1}^m n_i$,可以计

算出,每个像素的概率为 $p_i = \frac{n_i}{N}$ 。将 N 分 $C_0 \{1 \sim T\}$ 和 $C_1 \{T+1 \sim m\}$ 两组。

[0056] C_0 的产生的概率:

[0057]

$$w_0 = \sum_{i=1}^T p_i = w(T) \quad (3)$$

[0058] C_1 的产生的概率:

[0059]

$$w_1 = \sum_{i=T+1}^m p_i = 1 - w(T) \quad (4)$$

[0060] C_0 的平均值为:

[0061]

$$\mu_0 = \sum_{i=1}^T \frac{ip_i}{w_0} \quad (5)$$

[0062] C_1 的平均值为:

[0063]

$$\mu_1 = \sum_{i=T+1}^m \frac{ip_i}{w_1} = \frac{\mu - \mu(T)}{1 - w(T)} \quad (6)$$

[0064] 式中, $\mu(T) = \sum_{i=1}^T ip_i$ 是阈值为 T 时的灰度平均值, 采样的灰度平均值是 :

$$[0065] \quad \mu = w_0 \mu_0 + w_1 \mu_1 \quad (7)$$

[0066] 两组间的方差可用下式求出 :

[0067]

$$\begin{aligned} \delta^2(T) &= w_0(\mu_0 - \mu)^2 + w_1(\mu_1 - \mu)^2 = w_0 w_1 (\mu_1 - \mu_0)^2 \\ &= \frac{[\mu w(T) - \mu(T)]^2}{w(T)[1 - w(T)]} \end{aligned} \quad (8)$$

[0068] 定义 $T_{\max}$ 是使式 (8) 取得最大值所对应的 T 值, 也就是最大类间方差法二值化的阈值。最大类间方差法二值化图像后的效果如图 4 所示。

[0069] (3) 形态学算法

[0070] 脉搏波图像经过最大类间方差阈值二值化后目标区域得到了明显的增强, 然而连通区域中有许多孔洞, 极大的影响脉搏波包络线提取的质量, 增加了图像分割的难度。因此, 在提取脉搏波包络线之前, 需要对连通区域的内部孔洞进行图像处理, 将连通区域内部的孔洞连接起来。

[0071] 数学形态学方法是处理连通区域的内部孔洞的常用方法。形态学方法利用各种几何形状的结构算子作为形态滤波器, 在图像的目标区域进行卷积滤波, 增强目标区域和背景区域的差异性。其中, 具有特定半径长度的圆盘形形态学算子常被用来填充连通区域内部的空洞。本发明将数学形态学方法应用于脉搏波信号图像的包络线和特征点提取。下面给出形态学中最基本的膨胀、腐蚀定义 :

[0072] 设脉搏信号的离散数字序列为 $f(n)$, 结构元素为 $\alpha(m)$, 且有 $n > m$, 则定义如下形态学算子 :

[0073] 膨胀算子 :

[0074]

$$\begin{aligned} (f \oplus \alpha)(n) &= \max[f(n-m)\alpha(m)] \\ n &= M-1, M, \dots, N \end{aligned} \quad (9)$$

[0075] 膨胀算子 :

[0076]

$$\begin{aligned} (f \otimes \alpha)(n) &= \min[f(n+m) - \alpha(m)] \\ n &= 0, 1, \dots, N-M \end{aligned} \quad (10)$$

[0077] 由式 (9) 和式 (10) 可见, 形态学滤波器其实就是基于数学集合理论的运算算子。相比传统的高斯滤波器, 维纳滤波器等, 形态学算子结构比较简单, 使得形态学滤波器和原图像的卷积速度较快。对图像信号进行形态学运算填充连通区域内部孔洞的效果取决于所选择的圆盘形结构元素 $\alpha(m)$ 的半径 R。利用连通区域内部孔洞的波形与其他波形长度不同的特点, 选定填充完整、脉搏波信号与背景的差异更明显的特定大小的半径 R, 经多次实验, 选定圆盘形结构算子的半径 R 为 5。对脉搏波图像进行区域填孔效果如图 5 所示。经过

形态学圆盘算子卷积处理后,脉搏波图像中间连通区域的孔洞被填充完整。

[0078] (4) Sobel 算子边缘检测

[0079] 二值图像经过形态学操作以后,连通区域内部孔洞被填充完整。图像中白色部分是目标区域,黑色部分是背景区域。两个区域相交的部分就是目标区域的边界。如果需要辨识脉搏波信号的特征点,必须首先提取出脉搏波信号的边缘部分。边缘检测法是图像分割中提取目标区域轮廓和边界的最常用方法。本发明采用 Sobel 算子来提取脉搏波信号的边界。Sobel 算子根据图像各个像素点的梯度,计算像素点和周围像素点的差异,从而分离目标和背景,提取出边界区域。与其他常用的边缘检测算子如 Canny 算子, Robert 算子等相比, Sobel 算子分离的边界线连续性较好。

[0080] Sobel 算子包含水平方向和垂直方向两组 3x3 的矩阵,利用该算子滤波器逐行与图像像素点卷积,计算出水平方向和垂直方向的亮度差分值。如果以 G_x 与 G_y 分别代表经水平方向和垂直方向进行边缘检测的算子:

$$[0081] \quad G_x = \begin{pmatrix} -1 & 0 & +1 \\ -2 & 0 & +2 \\ -1 & 0 & +1 \end{pmatrix}$$

$$[0082] \quad G_y = \begin{pmatrix} +1 & +2 & +1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{pmatrix}$$

[0083] 图像的每一个像素的横向及纵向梯度近似值可用以下的公式结合,来计算梯度的大小。设 (x, y) 是原图像的一个像素点,则

[0084]

$$G = \sqrt{G_x^2 + G_y^2} \quad (11)$$

[0085] 然后可用以下公式计算梯度方向:

[0086]

$$\theta = \arctan\left(\frac{G_y}{G_x}\right) \quad (12)$$

[0087] 如果角度等于 0,代表该像素点是垂直方向边界中的一点;如果角度接近 90 度,代表该像素点是水平方向边界的一点。Sobel 算子对像素的位置进行了加权,因此有很强的抗干扰能力,所得图像的连续性也较好。图 6 是经过 Sobel 算子滤波后提取的脉搏波边界图像。可以看出,经过 Sobel 算子边缘检测后,目标区域与背景区域完全分离。

[0088] 2、脉搏波包络线特征点跟踪

[0089] 提取出脉搏信号的包络线以后,接下来的任务是要辨识出包络线上特征点的位置。传统方法通过微分运算得到包络线的极大值和极小值,不仅容易受到噪声的干扰,还很难判断该特征点是主波、潮波或者是重搏波。本发明提出一种利用多重门限阈值辨识脉搏波图像特征点的方法,利用搜索的方法找出候选特征点后,再利用设定的多门限阈值来分辨出特征点并进一步判断该特征点属于脉搏信号的具体阶段。原始脉搏波图像经过二值化和边缘检测等处理后,包络线在每一列像素上只有一个有效像素

点。提取包络线的特征点算法分为两个步骤,首先搜索出每列像素的最大和最小值,作脉搏波候选特征点 pixelList,然后定义主峰门限 $T = \frac{\min Row + \max Row}{2}$ 和重搏波门限

$T = \frac{\min Row + \max Row}{3}$ 来辨识脉搏信号的特征点,其中 minRow 和 maxRow 分别是脉搏信号

目标区域的最低点行号和最高点行号。具体算法如下:

[0090] (a) 遍历包络线的每一个像素,设第 i 列的像素为 $f(x_i)$ 。如果 $f(x_i) > f(x_{i-1})$ 且 $f(x_i) > f(x_{i+1})$,就认为 $f(x_i)$ 是图像的一个候选特征点。

[0091] (b) 如果 $f(x_i) < f(x_{i-1})$ 且 $f(x_i) < f(x_{i+1})$,则认为候选特征点是重搏波波谷 D。

[0092] (c) 定义门限值 $T = \frac{\max Row + \min Row}{2}$,如果候选峰值点的 $f(x_i) > \frac{\max Row + \min Row}{2}$,

则候选峰值点是主波波峰 A。如果候选峰值点的 $f(x_i) < \frac{\max Row + \min Row}{2}$,则候选点是

潮波波峰 B 或者是重搏波波峰 C。

[0093] (d) 定义门限阈值 $T_2 = \frac{\max Row + \min Row}{3}$ 。如果候选点的 $f(x_i) > \frac{\max Row + \min Row}{3}$, 则

候选点是重搏波波峰 C;反之,候选点是噪声点。峰值点跟踪后如图 7 所示。

[0094] 图 7 的结果显示采用本发明的方法准确的检测到了脉搏波图像的主要特征点。利用多重门限阈值法将脉搏波信号的主峰波峰、重搏波波峰和波谷准确的检测出来,没有出现误检和漏检。在重搏波不太明显的时候,本发明的方法也能准确识别出重搏波的位置。

[0095] 本发明提出了一种脉搏波图像包络线提取和特征点跟踪的方法,与传统的直接用边缘检测算法不同,该方法是先截取 ROI 有效区域,然后进行二值化,在新的 ROI 图像上用边缘检测的方法提取到脉搏波图像的包络线,最后用搜索脉搏波图像包络线最大纵坐标结合多重门限阈值的方法得到了脉搏波主波和谐波的波峰和波谷。

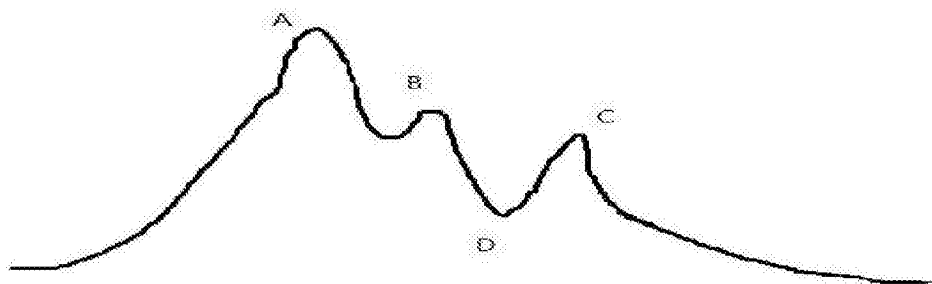


图 1

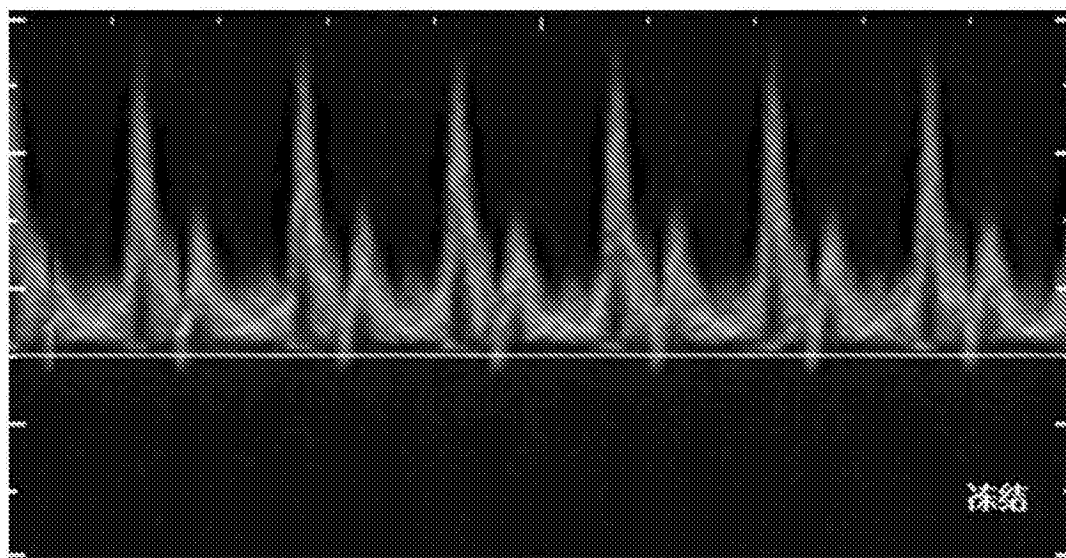


图 2

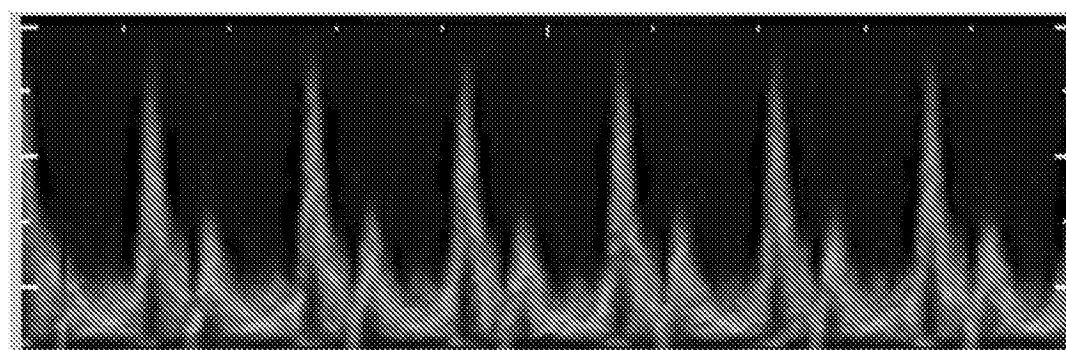


图 3

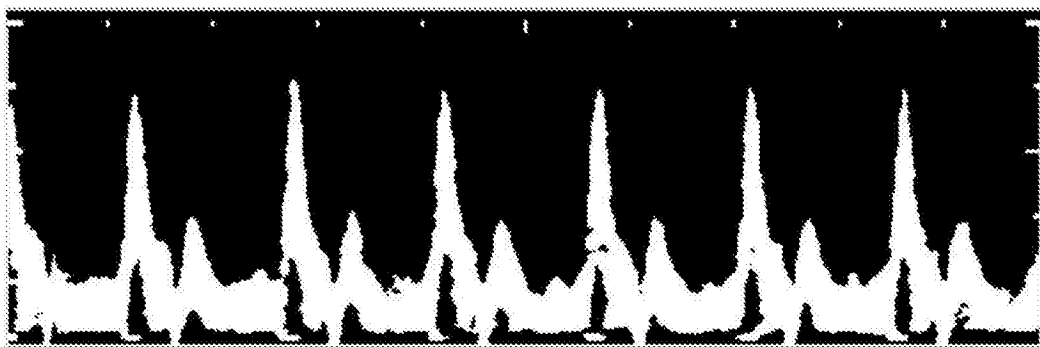


图 4

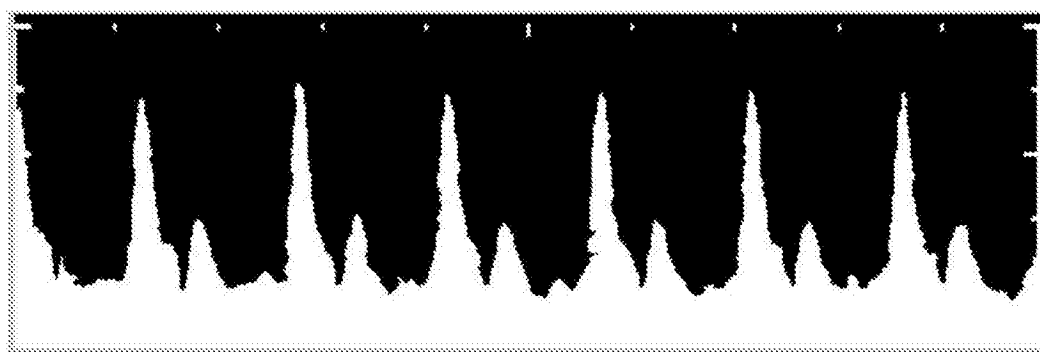


图 5

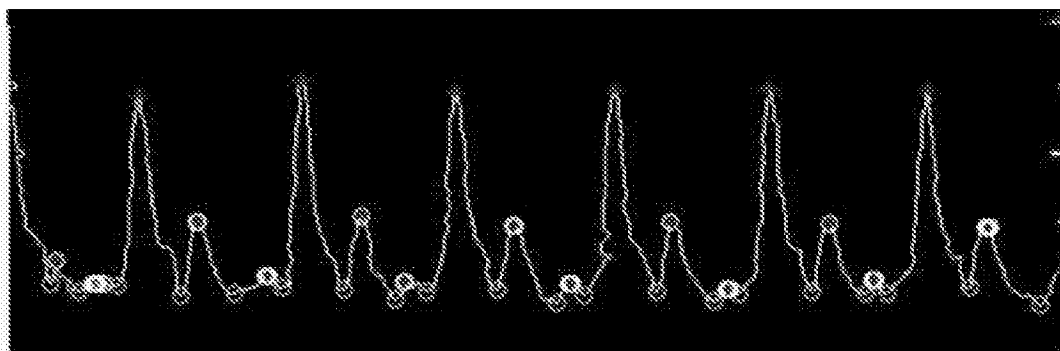


图 6

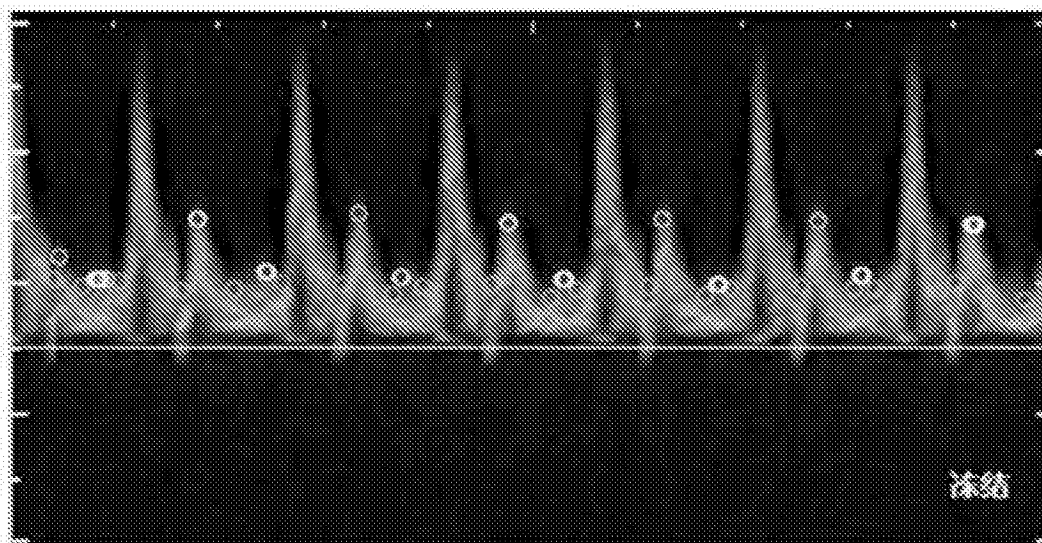


图 7

专利名称(译)	一种脉搏波图像包络线提取和特征点跟踪的方法		
公开(公告)号	CN105105741A	公开(公告)日	2015-12-02
申请号	CN201510416414.7	申请日	2015-07-15
[标]申请(专利权)人(译)	无锡海鹰电子医疗系统有限公司		
申请(专利权)人(译)	无锡海鹰电子医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	无锡海鹰电子医疗系统有限公司		
[标]发明人	夏钧 王道军		
发明人	夏钧 王道军		
IPC分类号	A61B5/0285		
代理人(译)	杨立秋		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种脉搏波图像包络线提取和特征点跟踪的方法，包括脉搏波包络线的提取和脉搏波包络线特征点跟踪，先通过脉搏波ROI区域裁剪，最大类间方差阈值法二值化，形态学算法和Sobel算子边缘检测四个步骤提取出脉搏波图像的包络线，再利用多重门限阈值辨识和跟踪包络线上的特征点。该方法与传统的直接用边缘检测算法不同之处是先截取ROI有效区域，然后进行二值化，在新的ROI图像上用边缘检测的方法提取到脉搏波图像的包络线，最后用搜索脉搏波图像包络线最大纵坐标结合多重门限阈值的方法得到了脉搏波的主波和谐波的波峰和波谷，没有出现误检和漏检，在重搏波不太明显的时候，也能准确识别出重搏波的位置。

