

面向可穿戴设备的脉搏波基线漂移去除算法

许金林, 李晓风, 李哲茹, 元沐南

(中国科学院合肥物质科学研究院, 安徽合肥 230031)

摘要:为满足可穿戴便携测量实时性分析的要求,在广义数学形态学滤波算法的基础上,提出了一种简化的PPG(photo-plethysmography)基线漂移去除算法。该算法在应用广义形态滤波器算法与简化的形态滤波算法对红外发射管与环境光学传感器所采集人体的PPG信号进行处理的基础上,对校正后的信号进行相似度计算,然后应用静态波峰识别算法分别进行心率值计算。实验结果表明,分别采用广义形态滤波器算法与简化的形态滤波算法处理后的PPG信号相似度高达88.83%,标准心率值相关度分别为98.61%和98.68%;简化算法处理后的校正信号与广义形态滤波后的信号相比,漂移基线校正能力接近,运算适应性更强,计算量减少了4倍,为可穿戴设备实时分析提供更好的软件支撑。

关键词: PPG; 可穿戴测量; 实时分析; 形态学; 基线漂移

中图分类号: TP301.6

文献标识码: A

文章编号: 1673-629X(2017)11-0014-05

doi: 10.3969/j.issn.1673-629X.2017.11.003

A Pulse Wave Baseline Drifting Removal Algorithm for Wearable Devices

XU Jin-lin, LI Xiao-feng, LI Xi-ru, YUAN Mu-nan

(Hefei Institutes of Physical Science, Chinese Academy of Sciences, Hefei 230031, China)

Abstract: In order to meet the requirements of wearable portable real-time measurement analysis, a simplified approach for baseline drift removal in photoplethysmography (PPG) is proposed based on the mathematical morphology. The PPG collected by the infrared emission tube and environmental optics sensor is processed by generalized morphological filter algorithm and simplified morphological filtering algorithm and on the basis of that, the similarity between them is calculated. Then the static peak recognition algorithm is applied for the calculation of value of the heartbeat respectively. The experimental results show that the similarity of two filtered PPG is up to 88.83% and the goodness of fit between the gold heart rate and heartbeat obtained from the two algorithms is 98.61% and 98.68% respectively. Compared with generalized morphological filter algorithm, it has similar ability to filter data but can contribute to quicker 4 times than original morphology method, which makes it better applied in wearable device in daily healthy real-time analysis.

Key words: PPG; wearable measurement; real-time analysis; morphology; baseline drifting

0 引言

随着计算机硬件和软件的高速发展,微小型化的传感器、智能信息处理模块和无线通讯模块可嵌入人们的日常穿戴物中,实现人体运动生理信息的检测、分析、暂存和远程无线传输。因此,人们越来越倾向于自由、灵活、连续且实时地监测自身健康状态。近年来,心血管疾病(Cardiovascular Diseases, CVDs)严重威胁着人类健康,其病因涉及人体血液运输组织以及包括心脏、动脉血管、静脉血管在内的血液循环系统。脉搏波包含丰富的与心血管有关的生理病理信息,其波形

幅值、周期、形状等可作为判断人体心血管系统健康情况的重要依据^[1]。目前,通过红外光谱手段获得的光电容积脉搏波,成为可穿戴测量心率、血氧和血压等与心血管相关的参数的主流研究手段。光学检测方法所得脉搏波信号极易受到干扰,如测量部位与测量器件之间的抖动,采集器件本身的噪声,外部电磁干扰以及人体运动、呼吸等生理活动带来的高频噪声、运动伪差以及基线漂移,其中基线漂移对信号分析影响很大。

目前,已有很多方法适用于脉搏波基线漂移的去除,如滑动平均滤波^[2]、三次样条插值法^[3]、插值拟合

收稿日期: 2016-11-01

修回日期: 2017-02-15

网络出版时间: 2017-07-19

基金项目: 国家科技支撑计划课题(2013BAH14F01); 国家自然科学基金资助项目(61301059)

作者简介: 许金林(1984-),男,硕士,助理研究员,研究方向为计算机自动化及可穿戴式设备; 李晓风,博士,研究员,博士生导师,研究方向为计算机应用技术。

网络出版地址: <http://cnki.net/kcms/detail/61.1450.TP.20170719.1109.038.html>

法^[4]、基于小波变化的方法^[5]、基于框架变化法^[6]、经验模态分解法^[7]、基于数学形态学的方法^[8]等。其中,曲线拟合在脉搏波信号不稳定时插值点很难提取,拟合基线结构复杂并需要较长的时间;小波变化需要将信号分解为高频与低频层,通常需要分解到十层以上才能在低频层去除基线漂移,计算量大且运算复杂;自适应滤波则需要一定的先验知识;而经验模态分解针对一维波信号处理要寻找局部极值并进行插值,在波形较弱时极值点很难判别;相较其他判别方法,基于数学形态学使用广义开-闭、闭-开滤波器去除基线漂移,具有良好的效果。

近年来,Zhao 等研究了形态学与自适应方法相结合的去基线漂移的滤波方法^[9],Verma 等设计了改进的中值滤波与形态学相结合的滤波方法^[10],都取得不错的结果。针对在实时测量过程中需处理的数据量激增问题,在广义形态学滤波算法的基础上,提出了一种简化的基于数学形态学去除脉搏波基线漂移的算法,并对其进行了实验验证。

1 理论与算法

1.1 光电容积脉搏波

基于红外光谱进行测量的理论依据是朗伯-比尔定律(Lambert-Beer Law),测量方法是光电容积脉搏波。当特定波长的红外光束照射到人体皮肤表面时,利用光电接收器接收其透射光或反射光,在此过程中,人体皮下组织的血红蛋白等吸光物质在整个血液循环中的吸光系数 E 和血液浓度 C 保持不变,透射光或反射光光程 L 随心脏作用呈周期性变化,心脏舒张期外周血液容积量最小,光程最小,光吸收量也最小,检测到的光强最小,而心脏收缩期则刚好相反,检测到的光强最大^[11]。因此,根据朗伯-比尔定律,检测光强 I 与入射光强 I_0 的关系如下:

$$I = I_0 e^{-ECL} \quad (1)$$

利用欧拉公式对式(1)进行展开,过程如下:

$$e^{-ECL} = \cos(CL) - E\sin(CL) \quad (2)$$

$$I = I_0 (\cos(CL) - E\sin(CL))$$

由式(2)可知,在吸光系数 E 、血液浓度 C 不变和稳定光源 I 的条件下,透射光或反射光光强信号形成的脉搏波波形由正弦波和余弦波叠加构成,幅值随心脏搏动导致的检测光程周期性变化而变化。

1.2 数学形态学

基于集合论发展而来的数学形态学,具有完备的数学基础,其基本运算包括腐蚀、膨胀、开启和闭合,利用一个称作“探针”的结构元素在图像中不断移动,以此达到探测、研究图像的目的。Chee Hung Henry Chu

等提出了基于数学形态学去除心电图(Electrocardiogram, ECG)基线漂移^[12],随后国内很多学者基于此,在去除 PPG 基线漂移方面取得了一定的成果。ECG 与 PPG 属于一维离散信号,腐蚀、膨胀在表达上与在二维图像信号下略有不同。设一维信号序列 $T = \{t_0, t_1, \dots, t_{n-1}\}$, 结构元素 $G = \{g_0, g_1, \dots, g_{m-1}\}$, 其中 $m < n$, 则 $T(n)$ 关于 $G(n)$ 的腐蚀运算定义为:

$$T(n) \ominus G(m) = \min[T(n+m) - G(m)] \quad (3)$$

$T(n)$ 关于 $G(n)$ 的膨胀运算定义为:

$$T(n) \oplus G(m) = \min[T(n-m) - G(m)] \quad (4)$$

在腐蚀运算后紧接着做膨胀运算,称为开运算,如下:

$$T(n) \circ G(m) = [T(n) \ominus G(m)] \oplus G(m) \quad (5)$$

在膨胀运算后紧接着做腐蚀运算,称为闭运算,如下:

$$T(n) \bullet G(m) = [T(n) \oplus G(m)] \ominus G(m) \quad (6)$$

1.3 传统基于形态学的校正算法分析

基于数学形态学去除基线漂移信号的方法都是选择宽度小于原始信号宽度的结构元素,对信号进行开-闭运算,经过运算后所得序列就是原始信号的基线漂移信号,用原始信号与之相减,便能得到校正后的信号^[13]。如图 1(a) 所示,结构元素长度为 $2m$ (结构元素长度应略大于一个周期数据个数),需要 $T(n)$ 前 $2m$ 个点和 $T(n)$ 后 $2m$ 个点才能分别计算 $T(n)$ 的膨胀值和腐蚀值,每个点需要进行 $4 * 4m$ 次计算。

1.4 简化的基线漂移去除算法

传统形态学去除基线漂移的算法均是从 $T(n)$ 处向前向后进行开-闭、闭-开运算并求均值后,得到 $T(n)$ 处的基线信号。从 $T(n)$ 和 $T(n+m-1)$ 同时进行向前腐蚀运动和向后膨胀运动,提出一种简化的去除基线漂移的算法,如图 1(b) 所示。算法步骤如下:

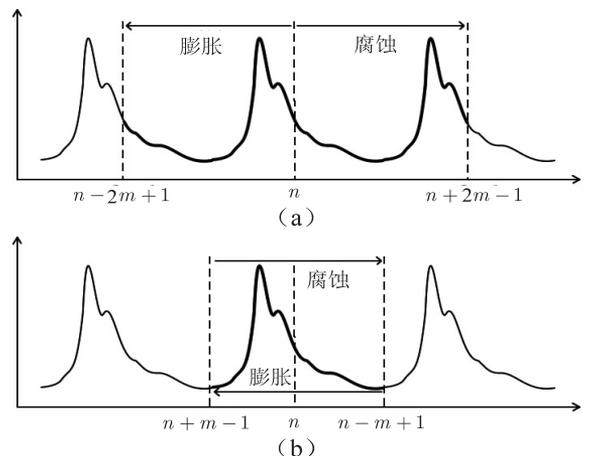


图 1 信号校正示意图

(1) 选取合适的结构元素,确定结构元素 G 长度为 $2m$;

(2)收集被测者脉搏波信号 $T(n)$,当信号长度 n 大于 $2m$ 时,开始求取漂移基线;

(3)从 $T(n)$ 起,分别计算 $T(n - m + 1)$ 的腐蚀值和 $A(n + m - 1)$ 的膨胀值;

(4)将 $[T(n) \ominus G(m) - T(n) \oplus G(m)] * \frac{1}{2}$ 作为移基线;

(5)原始信号 $T((n + m)/2)$ 减去漂移基线得到修正后的脉搏波信号。

在一维信号处理中,腐蚀运算会增大序列的最小值,但是依旧能够反映最小值的变化趋势;膨胀运算会减小序列的最大值,同样能够反映最大值的变化趋势。虽然单独的腐蚀、膨胀运算与开-闭运算相比会造成数据的失真,但是变大的最小值变化趋势与变小的最大值变化趋势的均值依然可以很好地表示基线信号。因此, $T(n - m + 1)$ 处的腐蚀运算与 $T(n + m - 1)$ 处的膨胀运算的实质是计算以结构元素长度 m 为窗口的最大趋势值和最小趋势值,二者的平均即为基线信号,用原始信号减去基线信号就是校正后的脉搏波信号。与广义形态滤波开-闭、闭-开滤波运算等待 $2m$ 个数据后且每次进行 $4 * 4m$ 次运算量相比,简化的基线漂移去除算法在获取 $2m$ 个数据后,每次只需要一次腐蚀和一次膨胀运算,且 $n - m + 1$ 点处的腐蚀计算与 $n + m - 1$ 点的膨胀计算同时进行,只需 $2 * 2m$ 次。

2 实验数据采集

2.1 实验设计

实验基于比尔-朗伯定律,分析光反射信号从而获取有效的脉搏波信号。与分析光透射信号方式相比,反射信号的获取对测量位置的要求更低,更容易满足可穿戴便携式测量的要求。如图 2 所示,硬件方案选用 850 nm 的红外光源,以芯科(Silicon Labs)环境光学传感器作为高灵敏光电接收器,测量部位选择手腕,测得的信号通过蓝牙模块串口透传功能发送至上位机数据接收与展示端进行存储、处理和分析。

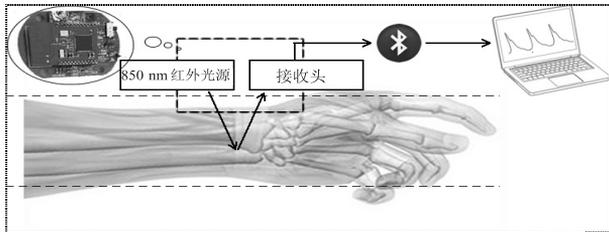


图 2 实验设计

2.2 测量方法

测量时,志愿者将 850 nm 红外光源与红外光电接收器置于手腕上方同一侧,以腕带方式维持恒定压力保持红外光源、光电接收器与皮肤表层的紧密贴合,保

持静止测量的同时,上位机实时显示获取的脉搏波信号。

3 数据处理分析

实验过程中采样频率设定为 100 Hz,取一组实测数据为例,将原始信号在 Matlab 下绘图输出,波形如图 3 所示。从图中可以观察到信号波形发生了明显的基线漂移现象。

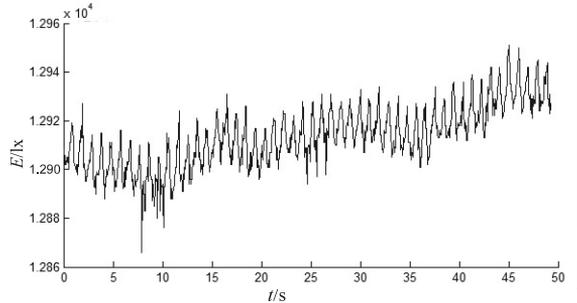


图 3 原始信号波形

3.1 结构元素设计

结构元素的构成包括长度、高度和形状。结构长度即元素个数,其决定了腐蚀、膨胀计算中基线的窗口长度;结构高度即元素值大小,决定腐蚀程度和膨胀程度;结构形状可以是三角形、直线形、正弦形等,其中,三角形和直线形结构简单,算法实现简便,计算量小,更符合实时处理分析的需求^[14]。因此,分别采用直线形结构元素和三角形结构元素进行波形基线的提取,为进一步简化计算量,选取直线形结构元素的高度为 0。图 3 所示的实验数据是实验者在静止状态下采集的平稳脉搏波信号,同时实验者佩戴心率带同步测量并记录心率,由记录可知,实验者在采集脉搏波信号期间,心率值基本在 55 ~ 90 范围内,由于信号采集频率为 100 Hz,因此形成单个脉搏波的数据点个数约为 66 ~ 109。为获取较好的漂移基线去除效果,结构元素长度应略大于形成单个脉搏波的数据点个数,算法中结构元素长度值 M 设为 120。

采用直线形结构元素进行基线漂移去除处理,提取的基线如图 4(a)所示;采用三角形结构元素提取的基线效果如图 4(b)所示。

3.2 处理效果对比

取一组测试数据(以图 3 为例)进行处理,结构元素长度值依然取 $M = 120$ 。提出的简化算法采用直线形、三角形结构元素去除漂移基线的处理结果如图 5(a)和(b)所示。相比之下,图 5(b)中的校正信号明显带有边缘模糊和毛刺现象,因此,使用直线形结构元素去除漂移基线效果更好,并且代码计算量更小。

常规的基于形态学基线去除算法校正信号,直接选取直线形结构元素进行对比,经过闭-开、开-闭运

算后,去除漂移基线后的信号如图 5(c)所示。通过图 5(a)、图 5(c)的波形观察,提出的简化算法处理的结果与常规开-闭、闭-开运算后信号校正效果较为一致。由于余弦相似性可以较好地表示曲线之间的相似程度,分别计算图 5(a)所示曲线 A 和图 5(b)所示曲线 B 的余弦相似性,进行相似度检测。其中,信号 $A = \{a_1, a_2, \dots, a_n\}$, 信号 $B = \{b_1, b_2, \dots, b_n\}$, 相似度计算如下:

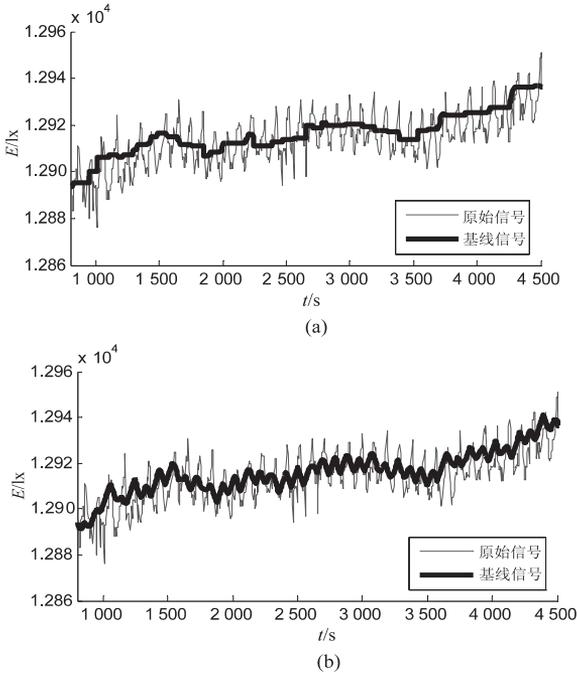


图 4 直线形和三角形结构提取的基线波形

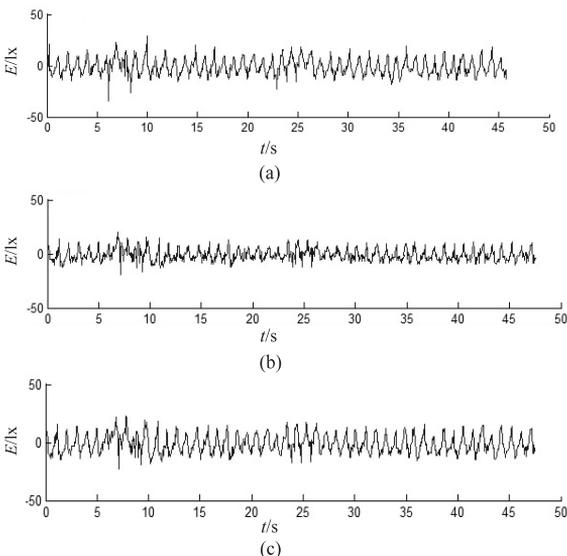


图 5 处理结果的波形对比

$$\text{Similarity}(A, B) = \frac{A \cdot B}{\|A\| \|B\|} =$$

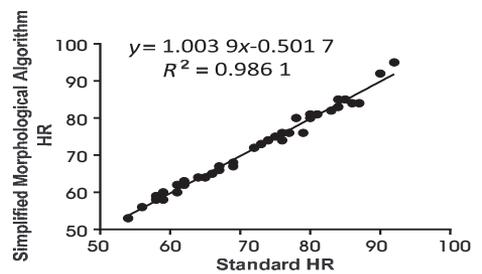
$$\frac{\sum_{i=1}^n A_i * B_i}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (A_i)^2} * \sqrt{\sum_{i=1}^n (B_i)^2}} \quad (7)$$

经过计算,曲线 A 与曲线 B 的相似度为 0.883 8, 说明该简化的基线漂移去除算法的信号校正能力与常规形态学先闭-开,后开-闭滤波的信号校正能力非常接近。

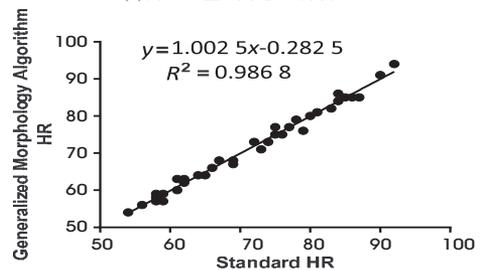
3.3 有效性验证

提出基线漂移去除算法的目的在于更方便地分析实时心率值,根据提出算法获得的校正波形信号计算心率值,并与心率带所测高度精准的心率值进行对比,通过验证校正信号的有效性说明该算法的可行性。PPG 随动脉搏动呈现周期性变化,一个完整的周期代表心脏一次周期活动,因此每个 PPG 波峰信号可以代表一次心跳,心率值可以通过动态阈值法计算校正后 PPG 的波峰个数表示。

实验中的志愿者,首先通过调查问卷形式排除受测者患有心血管疾病,确定 40 名研究对象(20 名成年男性,20 名成年女性),然后为测试者带上心率带,并在其手腕部位戴上实验装置,保持坐姿,静态休息 10 min;接着,由同一位熟悉此次实验环节的记录员同步进行不断记录心率带回传值和打开实验装置数据采集软件,当测量 5 min 后,停止记录心率带回传值,同步进行保存采样数据并关闭数据采集软件。以心率带回传所有值的平均值为测量时间内测量者的心率值,同时通过动态阈值法分别对提出的基线漂移去除算法和常规基于形态学去除漂移基线算法的校正数据计算心率值;最后将两组计算结果分别与标准心率值进行相关性分析,结果如图 6 所示,通过验证数据的有效性证明了校正基线漂移算法的可行性。



(a)简化的基线漂移去除算法



(b)基于形态学去除漂移基线算法

图 6 心率值相关度分析

由图 6 可知,在性别、肥胖程度、血压等能够影响人心率偏高或偏低因素不同的情况下,基于形态学简化的基线漂移去除算法校正信号计算所得的心率值与

心率带所测标准值相关度高达 98.61%，同时与基于常规的形态学滤波校正基线漂移后信号计算所得心率值相关度高达 98.68%。高相关度说明使用两种算法校正后的 PPG 信号有效性很高，同时，98.61% 与 98.68% 接近的相关度数值再次证明提出的简化算法与广义形态滤波算法去除漂移基线的能力接近。该算法校正的信号真实可用，尤其与常规形态学滤波算法相比，计算量更小，为基于 PPG 信号的实时健康参数分析的后续研究提供了更好的基础。

4 结束语

可穿戴设备的迅速发展要求其硬件具有更低功耗、更小的计算代价和更加实时灵活的运算能力。为此，提出了一种基于形态学的简化基线漂移去除算法。实验结果表明，该算法不仅能够快速进行信号校正，而且计算量降低了 4 倍，能够更迅速地拉回漂移信号，以较低的时间和空间代价进行信号校正，切实为实时分析、灵活测量的可穿戴设备硬件需求提供基础支持。

参考文献：

[1] Webster J G. Design of pulse oximeters [M]. [s. l.] : [s. n.], 1997.

[2] Momot A. Methods of weighted averaging of ECG signals using Bayesian inference and criterion function minimization [J]. Biomedical Signal Processing & Control, 2009, 4 (2) : 162 - 169.

[3] 刘艳丽,赵为松,李海坤,等.基于形态滤波的脉搏波信号基线漂移消除方法研究[J].合肥工业大学学报:自然科学版,2011,34(4):525-528.

[4] 胡爱琴,袁洪福,宋春风,等.近红外离散波长光谱基线漂移校正方法研究[J].光谱学与光谱分析,2014(10):2606

-2611.

[5] Xu Lisheng, Zhang David, Wang Kuanquan. Wavelet - based cascaded adaptive filter for removing baseline drift in pulse waveforms [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2005, 52 (11) : 1973 - 1975.

[6] Sanyal A, Baral A, Lahiri A. Application of framelet transform in filtering baseline drift from ECG signals [J]. Procedia Technology, 2012, 4 (4) : 862 - 866.

[7] 林 凌,李 威,周 梅,等.EMD 算法在动态光谱无创测量血红蛋白浓度中的应用 [J]. 光谱学与光谱分析, 2014 (8) : 2106 - 2111.

[8] 庞 宇,邓 璐,林金朝,等.基于形态滤波的心电信号去除基线漂移方法 [J]. 物理学报, 2014, 63 (9) : 98701.

[9] Zhao Lulu, Xu Lin, Yang Yuliang. Removal of baseline drift from ECG signals based on morphology and adaptive filter [C] // Proceedings of 31st Chinese control conference. Hefei : IEEE, 2012 : 3750 - 3753.

[10] Verma R, Mehrotra R, Bhateja V. An integration of improved median and morphological filtering techniques for electrocardiogram signal processing [C] // Proceedings of 3rd international advance computing conference. Ghaziabad (U. P.), India : IEEE, 2013 : 1223 - 1228.

[11] Hertzman A B, Spealman C R. Observations on the finger volume pulse recorded photoelectrically [J]. Am. J. Physiol, 1937, 119 : 334 - 335.

[12] Chu C H H, Delp E J. Impulsive noise suppression and background normalization of electrocardiogram signals using morphological operators [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1989, 36 (2) : 262 - 273.

[13] 李 刚,何宏献,刘 巍,等.数学形态滤波器及其在心电图机中的应用 [J]. 仪器仪表学报, 1999, 20 (4) : 335 - 339.

[14] Sedaaghi M H. Morphological operators [J]. Electronics Letters, 2002, 38 (22) : 1333 - 1335.

