



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101461710 B

(45) 授权公告日 2010. 12. 29

(21) 申请号 200910045153. 7

(22) 申请日 2009. 01. 12

(73) 专利权人 复旦大学

地址 200433 上海市邯郸路 220 号

(72) 发明人 宋海浪 邬小玫 方祖祥

(74) 专利代理机构 上海东创专利代理事务所

(普通合伙) 31245

代理人 曹立维

(51) Int. Cl.

A61B 5/0452 (2006. 01)

A61B 5/046 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101203267 A, 2008. 06. 18, 全文 .

CN 1458852 A, 2003. 11. 26, 全文 .

WO 2008/020369 A1, 2008. 02. 21, 全文 .

审查员 彭燕

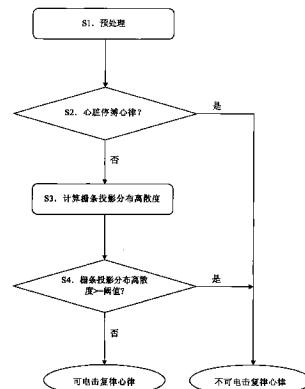
权利要求书 1 页 说明书 4 页 附图 3 页

(54) 发明名称

一种改进的可电击复律心律识别仪器

(57) 摘要

一种基于栅条投影分布离散度的改进的可电击复律心律识别仪器，步骤：S1. 对心电信号进行预处理的模块；S2. 对心电信号进行心脏停搏心律的识别的模块；判别心电信号是否为心脏停搏心律；S3. 计算栅条投影分布离散度的模块；S4. 根据栅条投影分布离散度分别做出判断为不可电击复律心律还是可电击复律心律的模块。本发明可在一台单片机上实现。本发明可提高识别可电击复律心律的灵敏度和特异性，也简化了算法的计算复杂度，可应用于现有的心电监护仪和自动体外除颤器等。



1. 一种基于栅条投影分布离散度的改进的可电击复律心律识别仪器，其特征在于包括：

- S1. 预处理模块：对采集到的心电信号进行预处理；
- S2. 心脏停搏心律的识别模块：用于判别心电信号是否为心脏停搏心律；
- S3. 计算栅条投影分布离散度的模块；
- S4. 可电击复律心律判别模块：根据计算栅条投影分布离散度的模块计算得到的栅条投影分布离散度来判别是否为不可电击复律心律，若栅条投影分布离散度 \geq 阈值，则判为不可电击复律心律；若栅条投影分布离散度 $<$ 阈值，则判为可电击复律心律。

2. 根据权利要求1所述的仪器，其特征在于，所述的预处理模块，包括：

- S11. 一个5阶滑动平均滤波器，用于滤除高频噪声；
- S12. 一个截止频率为1Hz的高通滤波器，用于抑制基线漂移；
- S13. 一个截止频率为30Hz的巴特沃思低通滤波器，用于进一步滤除无关的高频成分。

3. 根据权利要求1或2所述的仪器，其特征在于，所述的计算栅条投影分布离散度的模块，包括：

S31. 栅条分割子模块，该子模块用于将一段心电数据按相同时间间隔分成小段，每一小段称为一个栅条，每一个时间间隔称为栅条宽度；

S32. 栅条投影计算子模块，该子模块用于计算心电图在每个栅条内覆盖的幅度范围，就是在栅条y轴上的投影；

S33. 栅条投影值分布统计子模块，该子模块用于在所有栅条投影中的最大值和最小值之间，划分成若干个区域，统计落在各区域内的栅条投影的数量；

S34. 栅条投影分布离散度计算子模块，该子模块用于计算栅条投影分布离散度。

一种改进的可电击复律心律识别仪器

技术领域

[0001] 本发明涉及一种心电信号 (ECG) 识别仪器, 特别涉及一种用于心电监护仪和自动体外除颤器的改进的可电击复律心律 (Shockable Rhythm, ShR) 识别仪器。

[0002] 背景技术

[0003] 心脏性猝死 (SCD) 是指由于心脏原因引起的突然发生的自然死亡。造成心脏性猝死的原因大部分是在各类心血管病变基础上发生的一时性功能障碍和电生理改变, 并引起恶性室性心律失常如室性心动过速 (简称室速, VT)、心室纤维颤动 (简称室颤, VF) 等。电击除颤是终止多数快速性恶性室性心律失常的首选有效方法。

[0004] 1997 年, 美国心脏协会 (AHA) 在循环 (Circulation) 杂志上发表了一份与自动体外除颤器 (AED) 算法性能报道相关的建议《用于公共场合除颤的自动体外除颤器 : 对说明和汇报心律失常分析算法的性能、包含新的波形和提高安全性的建议》(《Automatic External Defibrillators for Public Access Defibrillation : Recommendations for Specifying and Reporting Arrhythmia Analysis Algorithm Performance, Incorporating New Waveforms, and Enhancing Safety.》)。

[0005] 该建议将心律分为以下三大类 : 可电击复律心律 (shockable rhythms, ShR), 不可电击复律心律 (nonshockable rhythms, NShR) 和中间心律 (Intermediate rhythms)。

[0006] 目前文献报道的可电击复律心律识别算法存在着各种问题, 如由于室颤时心电图的形态会发生很大的变化, 各种基于心电图 R 波识别的算法不适用于可电击复律心律的判别; 相空间重建 (Phase Space Reconstruction Algorithm, PSR) 算法、信号比较算法 (Signal Comparison Algorithm, SCA) 等虽然有很高的特异性, 但灵敏度却很差; 而一些基于各种变换和复杂度 分析的算法计算复杂, 对硬件的要求较高。所以, 已有的可电击复律心律的判别算法仍存在灵敏度和特异性不能兼顾, 或计算复杂等问题, 例如, 作为典型的例子, HILB 算法应用于疾病的诊治的仪器或装置中也存在这样的一些缺点, HILB 算法使用了在分析非线性信号时经常使用的方法 - 希尔伯特变换法构建相空间。假设心电信号为 $x(t)$, 对它做希尔伯特变换后得到 $x_H(t)$, 如果用 $x(t)$ 表示 x 轴坐标, 用 $x_H(t)$ 表示 y 轴坐标, 就构造出了一个二维的相空间。在这样一个相空间中, 混沌信号的轨迹会比规律信号的轨迹杂乱。Anthon、Robert 和 Karl 等人发现 VF 信号的相空间轨迹比 SR (窦性心律) 信号的相空间轨迹要杂乱。所以, 他们假设 VF 信号是混沌的, 而 SR 信号是规律的。他们将构建出来的相空间划分成 40x40 个相同大小的格子, 并统计心电信号的相空间轨迹经过的格子点数。由于 SR 信号是规律的, VF 信号是混沌的, 所以与 SR 信号的相空间轨迹相比, VF 信号的相空间轨迹会经过更多的格子。

[0007] 为了减小计算量, 还需要对信号做降采样。

[0008] HILB 算法的详细过程如下 :

[0009] 1. 对信号以 50Hz 降采样。

[0010] 2. 心电信号 $x(t)$ 的希尔伯特变换为 $x_H(t)$, 构建 40x40 格的相空间, 计算 $(x(t), x_H(t))$ 在所构建的相空间中所占的格数 visited boxes。

[0011] 3. 定义 $d = \frac{\text{visited boxes}}{\text{number of all boxes}}$, 并取阈值为 d0,

[0012] 如果 $d > d0$, 则判为 VF;

[0013] 如果 $d \leq d0$, 则判为 SR。

[0014] 发明内容:

[0015] 如上所述, 为心电监护仪和自动体外除颤器提供判别准确性高且运算速度快的可电击复律心律识别算法, 乃是本发明所要解决的技术问题。为此, 本发明的目的在于提供一种识别准确、计算简单、能满足应用要求的、基于栅条投影分布离散度的可电击复律心律识别仪器, 以改进现有的需要使用可电击复律心律识别方法的仪器设备的性能。

[0016] 本发明的技术方案如下:

[0017] 根据本发明的一种基于栅条投影分布离散度的改进的可电击复律心律识别仪器, 包括如下:

[0018] 首先, 对心电信号进行心脏停搏心律的识别:

[0019] 如果是心脏停搏心律, 则判为 NShR;

[0020] 如果不是心脏停搏心律, 则进行后面的步骤。

[0021] 其次, 计算栅条投影分布离散度;

[0022] 最后, 根据栅条投影分布离散度来判别 NShR 和 ShR,

[0023] 判别标准为:

[0024] 如果栅条投影分布离散度 \geq 阈值, 则判为 NShR;

[0025] 如果栅条投影分布离散度 $<$ 阈值, 则判为 ShR。

[0026] 上述识别心脏停搏心律的具体过程为:

[0027] 将幅度小于 80uV 的心电信号判为心脏停搏心律。

[0028] 上述计算栅条投影分布离散度的具体过程为:

[0029] 首先, 将一段心电数据按相同时间间隔分成小段, 每一小段称为一个栅条 (bar), 每一个时间间隔称为栅条宽度 (barwidth);

[0030] 然后, 计算心电图在每个栅条内覆盖的幅度范围, 就是在栅条 y 轴上的投影 (shadow);

[0031] 接着, 在所有栅条投影 (shadow) 中的最大值和最小值之间, 划分若干个 (histnum) 区域, 统计落在各区域内的栅条投影的数量 (shadow hist);

[0032] 最后, 计算这 histnum 个 shadow hist 的标准差 (shadow stdhist), 也就是栅条投影分布离散度。

[0033] 由于采用了以上技术方案, 提高了识别可电击复律心律的灵敏度和特异性, 满足应用要求。另外也简化了算法的计算复杂度。本发明可应用于心电监护仪和自动体外除颤器 (AED) 等需要根据体表心电图识别可电击 复律心律的仪器设备。

[0034] 附图说明:

[0035] 图 1 是本发明的主体结构和流程图。

[0036] 图 2 是本发明主体流程图中“S1 预处理”模块的流程图。

[0037] 图 3 是本发明主体流程图中“S3 计算栅条投影分布离散度”模块的流程图。

[0038] 具体实施方式：

[0039] 下面通过具体的实施例对本发明作进一步的描述。

[0040] 本实施例是本发明在个人计算机 (PC) 和矩阵实验室 (MatrixLaboratory, Matlab) 平台上一种可能的实现，并在由麻省理工大学心律失常数据库 (MITDB)、克莱登大学室性心律失常数据库 (CUDB)、麻省理工大学恶性室性心律失常数据库 (VFDB) 三个标准数据库构成的测试数据集上进行测试和比较。本实施例具体步骤如下：

[0041] 1. 对心电信号进行预处理：

[0042] a) 使用一个 5 阶的滑动平均滤波器，滤除散布噪声和肌电噪声等高频噪声；

[0043] b) 使用一个截止频率为 1Hz 的高通滤波器，抑制基线漂移；

[0044] c) 使用一个截止频率为 30Hz 的巴特沃思低通滤波器，进一步滤除无关的高频成分。

[0045] 2. 对心电信号进行心脏停搏心律的识别：

[0046] 如果心电信号的幅度小于 80uV，则认为是心脏停搏心律，判为 NShR；

[0047] 如果心电信号的幅度大于或等于 80uV，则认为不是心脏停搏心律，继续后面的步骤。

[0048] 3. 计算栅条投影分布离散度：

[0049] a) 将一段心电数据按相同时间间隔分成小段，每一小段称为一个栅条 (bar)，时间间隔称为栅条宽度 (barwidth)。barwidth 取为 24ms (当采样率为 250Hz 时，对应为 6 个采样点)；

[0050] b) 计算心电图在每个栅条内覆盖的幅度范围，就是在栅条 y 轴上的投影 (shadow)；

[0051] c) 在所有栅条投影 (shadow) 中的最大值和最小值之间，划分若干个 (histnum) 区域，统计落在各区域内的栅条投影的数量 (shadow_hist)。其中，histnum 取为 10；

[0052] d) 计算这 histnum 个 shadow_hist 的标准差 (shadow_stdhist)，也就是栅条投影分布离散度。

[0053] 4. 根据标准化栅条投影标准差来判别 NShR 和 ShR：

[0054] 判别标准为：

[0055] 如果标准化栅条投影标准差 = 阈值 T，则判为 NShR；

[0056] 如果标准化栅条投影标准差 < 阈值 T，则判为 ShR。

[0057] 本实施例使用的软硬件配置如下：

[0058] - 硬件：戴尔奔 4 电脑，主频 226GHz, 512 兆内存 (Dell OPTIPLEXGX270, Pentium(R) 4 (2.26GHz) and 512MB DDR SDRAM)

[0059] - 软件：MATLAB R13，“信号处理工具箱”版本 6.0 (“Signal Processing Toolbox” version 6.0)

[0060] 在如下测试条件下，对本实施例和已有技术希尔伯特 (HILB) 算法^{[1][2]} 进行了测试和比较：

[0061] 测试数据集为 MITDB、CUDB、VFDB 三个标准数据库的所有数据，以 8s 为一个片断 (样本数据)，相邻两个片断起始时间相差 1s。

[0062] 心律分类的金标准 (Golden Standard)：

[0063] a) 根据数据库自带的参考注释 (reference annotation)，对数据片断进行心律分

类。

[0064] b) ShR :心律 (rhythm) 类注释信息标注为 VF、VT 的心电数据,

[0065] NShR :其他所有心律 ;

[0066] c) 含有混合心律的片断不使用。

[0067] 测试结果如下表 :

[0068]

算法名称	AUC	标准误差	95%置信区间		计算时间
			下界	上界	
HILB	0.965	0.001	0.964	0.967	4.6152
本实施例	0.980	0.000	0.980	0.981	1.7443

[0069] 其中, AUC 是指接收操作特性 (ROC) 曲线下的面积^{[3][4]}, 是综合反映灵敏度和特异性的指标。

[0070] 由表中可见, 本实施例的 AUC(0.980) 大于 HILB 算法的 AUC(0.965), 并且该差异统计意义上显著 ($z = \frac{|0.965 - 0.980|}{\sqrt{0.001^2 + 0.000^2}} = 15 > 2.57$)。说明本实施例的分类性能优于 HILB 算法。而且本实施例的计算时间也少于 HILB 算法。

[0071] 若阈值 T 取为 58.1, 本实施例中基于栅条投影分布离散度的可电击复律心律识别算法的灵敏度为 92.1%、特异性为 95%, 达到 AHA 所建议的灵敏度 90%, 特异性 95% 的性能要求。

[0072] * 本发明参考文献

[0073] [1] DI Robert Tratnig. Reliability of New Fibrillation Detection Algorithms for Automated External Defibrillators [D]. Dornbirn, Austria : Technische Universit "at Graz, 2005.

[0074] [2] A. Amann, R. Tratnig, K. Unterkofler. A new ventricular fibrillation detection algorithm for automated external defibrillators [J]. Computers in Cardiology, 2005 :559-562.

[0075] [3] JP Marques 著, 吴逸飞译. 模式识别---原理、方法及应用 [M]. 清华大学出版社, 2002 :113-115.

[0076] [4] 宇传华, 徐勇. 非参数法估计 ROC 曲线下面积 [J]. 中国卫生统计, 1999, 16(4) :241-244.

[0077] [5] Richard E. Kerber, Chair MD, Lance B. Becker, et al. Automatic External Defibrillators for Public Access Defibrillation :Recommendations for Specifying and Reporting Arrhythmia Analysis Algorithm Performance, Incorporating New Waveforms, and Enhancing Safety [J]. Circulation, 1997, 95(6) :1677-1682.

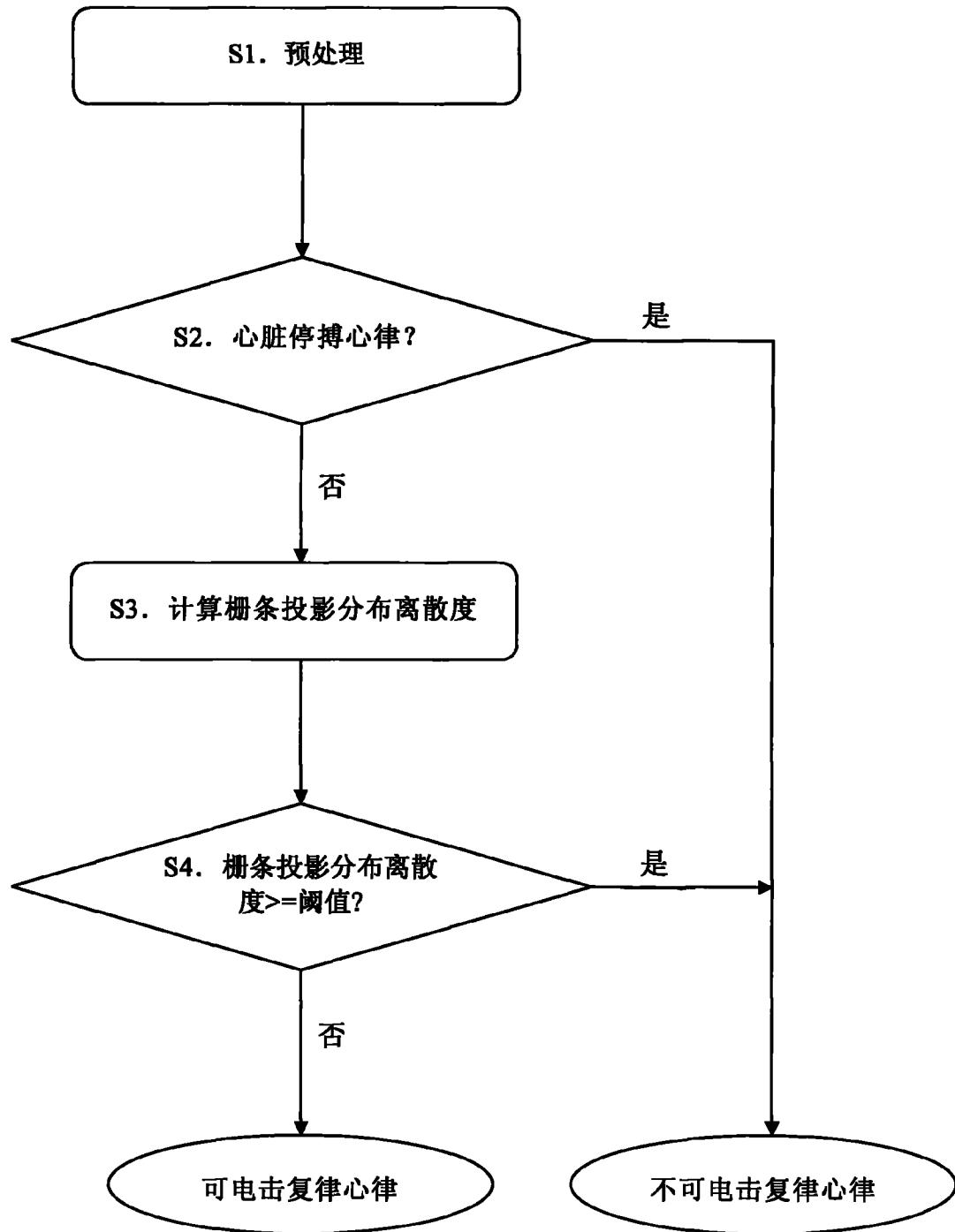


图 1

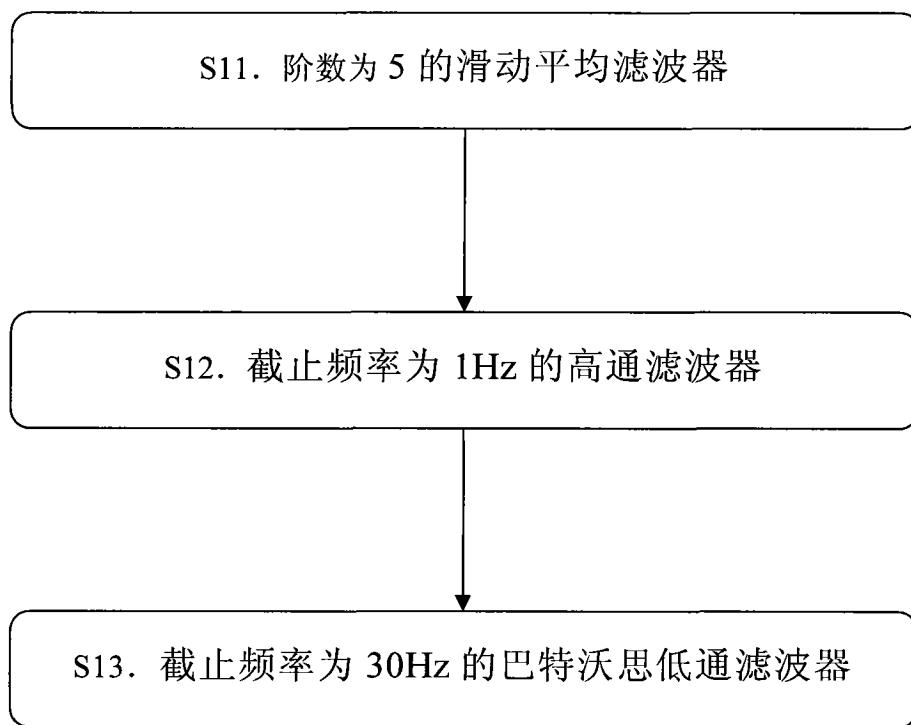


图 2

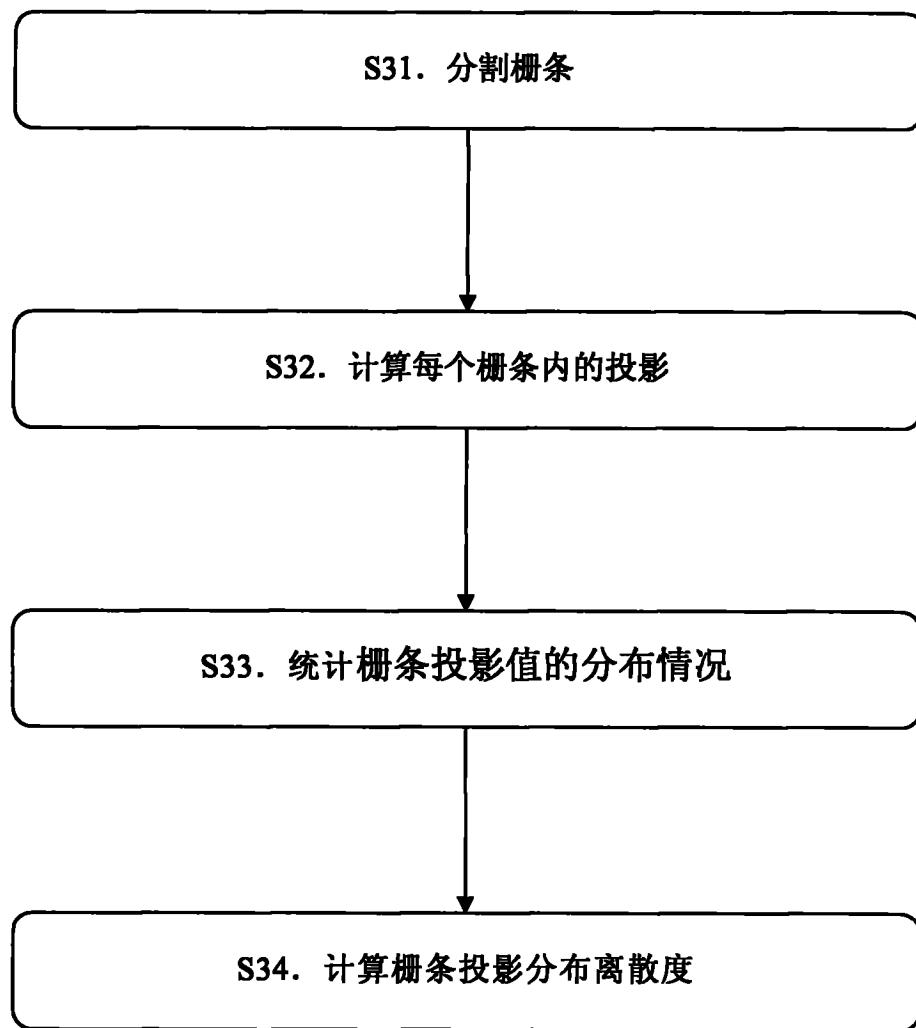


图 3