



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107753012 A

(43)申请公布日 2018.03.06

(21)申请号 201610692907.8

(22)申请日 2016.08.19

(71)申请人 中国科学院上海微系统与信息技术
研究所

地址 200050 上海市长宁区长宁路865号

(72)发明人 孔祥燕 鲁丽 杨康 王美玲
陈威

(74)专利代理机构 上海光华专利事务所(普通
合伙) 31219

代理人 徐秋平

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

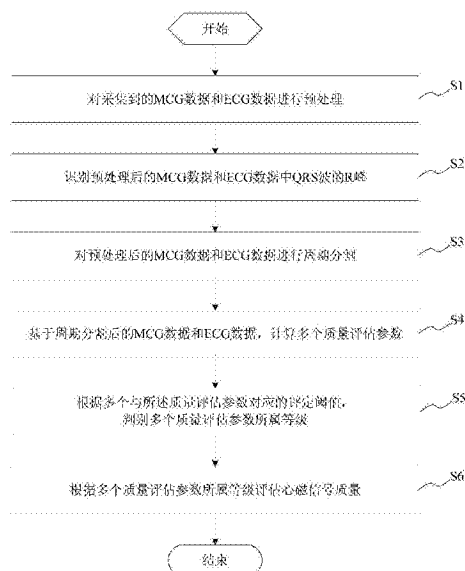
权利要求书3页 说明书12页 附图4页

(54)发明名称

一种心磁信号质量评估方法、系统、及服务
器

(57)摘要

本发明提供一种心磁信号质量评估方法、系统、及服务器,心磁信号质量评估方法包括:对采集到的用于记录心脏电活动产生的心磁信号的MCG数据进行预处理;识别预处理后的MCG数据中QRS波的R峰,并对预处理后的MCG数据进行周期分割;基于周期分割后的MCG数据,计算多个与所述MCG数据相关联的,用以评估心磁信号质量的质量评估参数;根据多个与所述质量评估参数对应的评定阈值,判别多个质量评估参数所属等级;根据多个质量评估参数所属等级评估心磁信号质量。本发明克服了现有信号质量评估方法评估可靠性不高的缺点,提高了心磁信号质量评估的可靠性,且运行速度快,可应用于MCG在线采集时信号质量的实时分析。



1. 一种心磁信号质量评估方法, 其特征在于, 所述心磁信号质量评估方法包括以下步骤:

对采集到的用于记录心脏电活动产生的心磁信号的MCG数据进行预处理;

识别预处理后的MCG数据中QRS波的R峰, 并对预处理后的MCG数据进行周期分割;

基于周期分割后的MCG数据, 计算多个与所述MCG数据相关联的, 用以评估心磁信号质量的质量评估参数;

根据多个与所述质量评估参数对应的评定阈值, 判别多个质量评估参数所属等级;

根据多个质量评估参数所属等级评估心磁信号质量。

2. 根据权利要求1所述的心磁信号质量评估方法, 其特征在于: 所述心磁信号质量评估方法还包括:

对采集到的用于记录心脏电活动产生的电信号的ECG数据进行预处理;

识别预处理后的ECG数据中QRS波的R峰, 并对预处理后的ECG数据进行周期分割;

基于周期分割后的ECG数据, 计算包括多个与所述MCG数据和ECG数据相关联的, 用以评估心磁信号质量的质量评估参数。

3. 根据权利要求2所述的心磁信号质量评估方法, 其特征在于: 对预处理后的MCG数据和ECG数据进行周期分割的步骤包括:

计算预处理后的MCG数据和ECG数据的平均周期; 所述识别的预处理后的MCG数据和ECG数据的平均周期 $\bar{T} = \frac{1}{N_1 - 1} \sum_{i=1}^{N_1-1} R_{t_{i+1}} - R_{t_i}$; R_{t_i} 为预处理后的MCG数据/ECG数据中第 i 个R峰所对应的时刻, $R_{t_{i+1}}$ 为预处理后的MCG数据/ECG数据中第 $i+1$ 个R峰所对应的时刻; N_1 为识别的预处理后的MCG数据/ECG数据中R波的个数;

以识别的预处理后的MCG和ECG数据中的R峰所对应的时刻作为参考点, 朝所述参考点之前取0.4个平均周期, 朝所述参考点之后取0.6个平均周期, 以分别对所述预处理后的MCG数据和ECG数据进行周期分割以组成计算周期, 按照该计算周期分割所述预处理后的MCG数据和ECG数据。

4. 根据权利要求2所述的心磁信号质量评估方法, 其特征在于: 所述与所述MCG数据和ECG数据相关联的质量评估参数包括预处理后的MCG数据和ECG数据的平均相关系数;

计算预处理后的MCG数据和ECG数据的平均相关系数 $\bar{r}$ 的步骤包括:

计算每个计算周期内预处理后的MCG数据和ECG数据的绝对相关系数 $|r_i|$, $i=1, 2, 3, \dots, N$, i 为MCG数据中计算周期个数的序号;

$$|r_i| = \frac{|\sum_{j=1}^M (x_j - \bar{x})(y_j - \bar{y})|}{\sqrt{\sum_{j=1}^M (x_j - \bar{x})^2 \times \sum_{j=1}^M (y_j - \bar{y})^2}} = \frac{M \sum_{j=1}^M x_j y_j - \sum_{j=1}^M x_j \sum_{j=1}^M y_j}{\sqrt{M \sum_{j=1}^M x_j^2 - (\sum_{j=1}^M x_j)^2} \times \sqrt{M \sum_{j=1}^M y_j^2 - (\sum_{j=1}^M y_j)^2}}, \text{ 其中, } x_j, j$$

$= 1, 2, 3, \dots, M$, x_j 为一个计算周期内的MCG数据, j 为MCG数据序号, M 为一个计算周期内MCG数据的总个数; $\bar{x}$ 为一个计算周期内MCG数据 x_j 的平均值; $y_j, j=1, 2, 3, \dots, M$, y_j 为一个计算周期内的ECG数据, j 为ECG数据的序号; $\bar{y}$ 为一个周期内 y_j 的平均值;

计算预处理后所有计算周期的MCG数据和ECG数据的平均相关系数 $\bar{r} = \frac{\sum_{i=1}^N |r_i|}{N}$, N为MCG数据中计算周期的总个数。

5. 根据权利要求4所述的心磁信号质量评估方法, 其特征在于: 所述与所述MCG数据和ECG数据相关联的质量评估参数还包括可用比例Ratio; 计算可用比例Ratio的步骤包括:

依据判断准则, 判断每个计算周期内预处理后的MCG数据和ECG数据的绝对相关系数 $|r_i|$ 是好还是差, 所述判断准则为 $z_i = \begin{cases} |r_i| \geq \sigma & \text{好} \\ |r_i| < \sigma & \text{差} \end{cases}$, 其中, σ 为判别相关系数好差的阈值, z_i 为判别结果;

统计所有计算周期内预处理后的MCG数据和ECG数据的绝对相关系数为好的个数G, 计算可用比例 $Ratio = \frac{G}{N}$, N为MCG数据中计算周期个数。

6. 根据权利要求1所述的心磁信号质量评估方法, 其特征在于: 所述与所述MCG数据相关联的质量评估参数还包括预处理后的MCG数据的R方差;

计算预处理后的MCG数据的R方差的步骤包括:

统计预处理后的MCG数据中N个计算周期的R峰的方差 R_{var} , $R_{var} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (R_i - \bar{R})^2}{N}}$, R_i 为预处理后的MCG数据中第i个R峰值, $\bar{R}$ 为所有R峰值的平均值。

7. 根据权利要求1所述的心磁信号质量评估方法, 其特征在于: 所述与所述MCG数据相关联的质量评估参数还包括预处理后的MCG数据的平均基值方差和最大基值方差;

计算预处理后的MCG数据的平均基值方差和最大基值方差的步骤包括:

计算预处理后的MCG数据的在一个计算周期内QRS波基值的方差 B_{var_i} , $i = 1, 2, 3 \dots N$, 为MCG数据中计算周期个数的序号; 预处理后的MCG数据的在一个计算周期内QRS波基值 B_j 是预置基值时间范围内的MCG数据值, 预置基值时间范围指 $T_2 - T$ 周期开始时刻 $= 0.33T$; 其中,

$$B_{var_i} = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^K (B_j - \bar{B})^2}{K}}, \quad K \text{ 为基值 } B_j \text{ 的个数, } \bar{B} \text{ 为基值 } B_j \text{ 的平均值};$$

根据预处理后的MCG数据在一个计算周期内QRS波基值的方差 B_{var_i} , 计算所有计算周期内预处理后的MCG数据的平均基值方差 $\bar{B}_{var}$ 和最大基值方差; 其中, 平均基值方差

$$\bar{B}_{var} = \frac{\sum_{i=1}^N B_{var_i}}{N}, \quad N \text{ 为MCG数据中计算周期个数};$$

预处理后的MCG数据的最大基值方差为所有计算周期内QRS波基值方差 B_{var_i} 的最大值。

8. 根据权利要求1所述的心磁信号质量评估方法, 其特征在于: 所述与所述MCG数据相关联的质量评估参数还包括预处理后的MCG数据的平均信噪比 $\overline{SNR}$ 和 SNR_{min} ;

计算预处理后的MCG数据的平均信噪比 $\overline{SNR}$ 和 SNR_{min} 的步骤包括:

计算每个计算周期内预处理后的MCG数据的信噪比 SNR_i , $i=1, 2, 3 \cdots N$, 为MCG数据中计算周期个数的序号; $SNR_i = 20 \lg \frac{R_i}{B_{var,i}}$, R_i 为预处理后的MCG数据第 i 个计算周期的R峰值, $B_{var,i}$ 为预处理后的MCG数据第 i 个计算周期的基值方差;

根据每个计算周期内预处理后的MCG数据的 SNR_i , 计算预处理后的MCG数据的平均信噪比 $SNR = \frac{\sum_{i=1}^N SNR_i}{N}$;

预处理后的MCG数据的 SNR_{min} 为所有计算周期内 SNR_i 的最小值。

9. 根据权利要求1所述的心磁信号质量评估方法, 其特征在于: 所述多个质量评估参数所属等级包括第一级别, 第二级别、及第三级别; 心磁信号质量的等级包括第一级别, 第二级别, 及第三级别; 所述根据多个质量评估参数所属等级评估心磁信号质量的步骤包括:

判断属于第一级别的质量评估参数的个数是否大于用于表示心磁信号质量的等级为第一级别的个数阈值; 若是, 则表示该心磁信号的质量等级为第一级别, 若否, 继续判断属于第三级别的质量评估参数的个数是否大于用于表示心磁信号质量的等级为第三级别的个数的阈值; 若是, 则表示该心磁信号的质量等级为第三级别, 若否, 则表示该心磁信号质量的等级为第二级别。

10. 一种心磁信号质量评估系统, 其特征在于, 所述心磁信号质量评估系统包括:

预处理模块, 用于对采集到的用于记录心脏电活动产生的心磁信号的MCG数据进行预处理;

分割模块, 用于将识别预处理后的MCG数据中QRS波的R峰, 并对预处理后的MCG数据进行周期分割;

计算模块, 用于基于周期分割后的MCG数据, 计算多个与所述MCG数据相关联的, 用以评价心磁信号质量的质量评估参数;

评估模块, 用于根据多个质量评估参数的评定阈值, 判别多个质量评估参数所属等级; 并根据多个质量评估参数所属等级评估心磁信号质量。

11. 一种服务器, 其特征在于, 包括如权利要求9中所述的心磁信号质量评估系统。

一种心磁信号质量评估方法、系统、及服务器

技术领域

[0001] 本发明属于生物医学信号分析领域,涉及一种评估方法及系统,特别是涉及一种心磁信号质量评估方法、系统、及服务器。

背景技术

[0002] 心磁图仪(Magnetocardiography, MCG)可记录心脏电活动产生的磁场随时间的演变过程,包含评价心脏功能的重要信息,可用于诊断冠心病、心肌梗死、心律失常等心脏疾病。然而,心磁信号非常微弱,极易受到外界环境的干扰,开过来的地铁、上下移动的电梯等都会削弱心磁信号的质量。

[0003] 心磁信号质量直接关系到后期心脏疾病诊断的可靠性,因此,有必要对心磁信号质量进行评估,若本次采集的心磁数据评估结果显示较差,建议心磁系统操作者重新采集心磁数据。

[0004] 现有技术中对信号质量评估方法仅凭一个参数(质量因子)把心音信号分成五个等级,分类依据不够充分,会导致分类可靠性不高;

[0005] 或者现有技术还包括对信号质量评估方法是对生理信号中的多个噪声源中的每一个噪声源进行定性分析以便获得相应的多个定性评级,然而,心磁信号的频率范围为0-100Hz,而一些低频噪声源,如肌肉噪声源(源自患者由于焦虑而产生的无意识的肌肉收缩)、运动伪影噪声源(源自患者移动)等的频率段也在0-100Hz之中,所以很难从心磁数据中有效抽取这些噪声,降低信号质量评判结果的可靠性,因此,该方法也不适用于心磁信号质量的评估。

[0006] 因此,提供一种心磁信号质量评估方法、系统、及服务器,以解决现有技术中无法根据心磁信号特点,准确评估心磁信号质量,以导致心磁信号质量判断结果可靠性不高等缺陷,实已成为本领域从业者亟待解决的技术问题。

发明内容

[0007] 鉴于以上所述现有技术的缺点,本发明的目的在于提供一种心磁信号质量评估方法、系统、及服务器,用于解决现有技术中无法根据心磁信号特点,准确评估心磁信号质量,以导致心磁信号质量判断结果可靠性不高的问题。

[0008] 为实现上述目的及其他相关目的,本发明一方面提供一种心磁信号质量评估方法,所述心磁信号质量评估方法包括以下步骤:对采集到的用于记录心脏电活动产生的心磁信号的MCG数据进行预处理;识别预处理后的MCG数据中QRS波的R峰,并对预处理后的MCG数据进行周期分割;基于周期分割后的MCG数据,计算多个与所述MCG数据相关联的,用以评估心磁信号质量的质量评估参数;根据多个与所述质量评估参数对应的评定阈值,判别多个质量评估参数所属等级;根据多个质量评估参数所属等级评估心磁信号质量。

[0009] 于本发明的一实施例中所述心磁信号质量评估方法还包括:对采集到的用于记录心脏电活动产生的电信号的ECG数据进行预处理;识别预处理后的ECG数据中QRS波的R峰,

并对预处理后的ECG数据进行周期分割；基于周期分割后的ECG数据，计算包括多个与所述MCG数据和ECG数据相关联的，用以评估心磁信号质量的质量评估参数。

[0010] 于本发明的一实施例中，对预处理后的MCG数据和ECG数据进行周期分割的步骤包括：计算预处理后的MCG数据和ECG数据的平均周期；其中，所述识别的预处理后的MCG数据和ECG数据的平均周期

$\bar{T} = \frac{1}{N_1 - 1} \sum_{i=1}^{N_1-1} R_{t_{i+1}} - R_{t_i}$ ； R_{t_i} 为预处理后的MCG数据/ECG数据中第*i*个R峰所对应的时刻， $R_{t_{i+1}}$ 为预处理后的MCG数据/ECG数据中第*i+1*个R峰所对应的时刻； N_1 为识别的预处理后的MCG数据/ECG数据中R波的个数；以识别的预处理后的MCG数据和ECG数据中的R峰所对应的时刻作为参考点，朝所述参考点之前取0.4个平均周期，朝所述参考点之后取0.6个平均周期，以分别对所述预处理后的MCG数据和ECG数据进行周期分割以组成计算周期，按照该计算周期分割所述预处理后的MCG数据和ECG数据。

[0011] 于本发明的一实施例中，所述与所述MCG数据和ECG数据相关联的质量评估参数包括预处理后的MCG数据和ECG数据的平均相关系数；计算预处理后的MCG数据和ECG数据的平均相关系数 $\bar{r}$ 的步骤包括：计算每个计算周期内预处理后的MCG数据和ECG数据的绝对相关系数 $|r_i|$ ， $i=1, 2, 3, \dots, N$ ， i 为MCG数据中计算周期个数的序号；

$$[0012] \quad |r_i| = \frac{|\sum_{j=1}^M (x_j - \bar{x})(y_j - \bar{y})|}{\sqrt{\sum_{j=1}^M (x_j - \bar{x})^2 \times \sum_{j=1}^M (y_j - \bar{y})^2}} = \frac{M \sum_{j=1}^M x_j y_j - \sum_{j=1}^M x_j \sum_{j=1}^M y_j}{\sqrt{M \sum_{j=1}^M x_j^2 - (\sum_{j=1}^M x_j)^2} \times \sqrt{M \sum_{j=1}^M y_j^2 - (\sum_{j=1}^M y_j)^2}}, \text{ 其中,}$$

[0013] $x_j, j=1, 2, 3, \dots, M$ ， x_j 为一个计算周期内MCG的数据， j 为MCG数据序号， M 为一个计算周期内MCG数据的总个数； $\bar{x}$ 为一个计算周期内MCG数据 x_j 的平均值； $y_j, j=1, 2, 3, \dots, M$ ， y_j 为一个计算周期内的ECG数据， j 为ECG数据序号； $\bar{y}$ 为一个周期内 y_j 的平均值；计算所有计

算周期内预处理后的MCG数据和ECG数据的平均相关系数 $\bar{r} = \frac{\sum_{i=1}^N |r_i|}{N}$ ， N 为MCG数据中计算周期

个数。

[0014] 于本发明的一实施例中，所述与所述MCG数据和ECG数据相关联的质量评估参数还包括可用比例Ratio；计算可用比例Ratio的步骤包括：依据判断准则，判断每个计算周期内预处理后的MCG数据和ECG数据的绝对相关系数 $|r_i|$ 是好还是差，所述判断准则为

$z_i = \begin{cases} |r_i| \geq \sigma & \text{好} \\ |r_i| < \sigma & \text{差} \end{cases}$ ，其中， σ 为判别相关系数好差的阈值， z_i 为判别结果；统计所有计算周期内

预处理后的MCG数据和ECG数据的绝对相关系数为好的个数 G ，计算可用比例 $Ratio = \frac{G}{N}$ ， N 为

MCG数据中计算周期个数。

[0015] 于本发明的一实施例中，所述与所述MCG数据相关联的质量评估参数还包括预处理后的MCG数据的R方差；计算预处理后的MCG数据的R方差的步骤包括：统计预处理后的MCG数

据中N个计算周期的R峰的方差 R_{var} , $R_{var} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (R_i - \bar{R})^2}{N}}$, R_i 为预处理后的MCG数据中第i个R

峰值, $\bar{R}$ 为所有R峰值的平均值。

[0016] 于本发明的一实施例中所述与所述MCG数据相关联的质量评估参数还包括预处理后的MCG数据的平均基值方差和最大基值方差;计算预处理后的MCG数据的平均基值方差和最大基值方差的步骤包括:计算预处理后的MCG数据的在一个计算周期内QRS波基值的方差 B_{var_i} , $i=1, 2, 3 \cdots N$, 为MCG数据中计算周期个数的序号;预处理后的MCG数据的在一个计算周期内QRS波基值 B_j 是预置基值时间范围内的MCG数据值, 预置基值时间范围指 $T_2 - T_{\text{周期开始时刻}}$

$= 0.33T$; 其中, $B_{var_i} = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^K (B_j - \bar{B})^2}{K}}$, K 为基值 B_j 的个数, $\bar{B}$ 为基值 B_j 的平均值;根据预处理

后的MCG数据的在一个计算周期内QRS波基值的方差 B_{var_i} , 计算所有计算周期内预处理后的

MCG数据的平均基值方差 $\bar{B}_{var}$ 和最大基值方差: 其中, 平均基值方差 $\bar{B}_{var} = \frac{\sum_{i=1}^N B_{var_i}}{N}$, N 为MCG数

据中计算周期个数;预处理后的MCG数据的最大基值方差为所有计算周期内QRS波基值方差 B_{var_i} 的最大值。

[0017] 于本发明的一实施例中, 所述与所述MCG数据相关联的质量评估参数还包括预处理后的MCG数据的平均信噪比 $\overline{SNR}$ 和 SNR_{min} ;计算预处理后的MCG数据的平均信噪比 $\overline{SNR}$ 和 SNR_{min} 的步骤包括: 计算每个计算周期内预处理后的MCG数据的信噪比 SNR_i , $i=1, 2, 3 \cdots N$,

为MCG数据中计算周期个数的序号; $SNR_i = 20 \lg \frac{R_i}{B_{var_i}}$, R_i 为预处理后的MCG数据第i个计算周期的R峰值, B_{var_i} 为预处理后的MCG数据第i个计算周期的基值方差;根据每个计算周期内预

处理后的MCG数据的 SNR_i , 计算预处理后的MCG数据的平均信噪比 $\overline{SNR} = \frac{\sum_{i=1}^N SNR_i}{N}$; 预处理后

的MCG数据的 SNR_{min} 为所有计算周期内 SNR_i 的最小值。

[0018] 于本发明的一实施例中所述多个质量评估参数所属等级包括第一级别, 第二级别、及第三级别; 心磁信号质量的等级包括第一级别, 第二级别, 及第三级别; 所述根据多个质量评估参数所属等级评估心磁信号质量的步骤包括: 判断属于第一级别的质量评估参数的个数是否大于用于表示心磁信号质量的等级为第一级别的个数阈值; 若是, 则表示该心磁信号的质量等级为第一级别, 若否, 继续判断属于第三级别的质量评估参数的个数是否大于用于表示心磁信号质量的等级为第三级别的个数的阈值; 若是, 则表示该心磁信号的质量等级为第三级别, 若否, 则表示该心磁信号质量的等级为第二级别。

[0019] 本发明另一方面提供一种心磁信号质量评估系统, 所述心磁信号质量评估系统包括: 预处理模块, 用于对采集到的用于记录心脏电活动产生的心磁信号的MCG数据进行预处理; 分割模块, 用于将识别预处理后的MCG数据中QRS波的R峰, 并对预处理后的MCG数据进行

周期分割;计算模块,用于基于周期分割后的MCG数据,计算多个与所述MCG数据相关联的,用以评价心磁信号质量的质量评估参数;评估模块,用于根据多个质量评估参数的评定阈值,判别多个质量评估参数所属等级;并根据多个质量评估参数所属等级评估心磁信号质量。

[0020] 本发明又一方面提供一种服务器,包括所述的心磁信号质量评估系统。

[0021] 如上所述,本发明的心磁信号质量评估方法、系统,及服务器,具有以下有益效果:

[0022] 本发明所述的心磁信号质量评估方法、系统,及服务器克服了现有信号质量评估方法评估心磁信号质量可靠性不高的缺点,提供了一种可靠的、适用于心磁信号质量评估的系统和方法。该发明综合考虑心磁信号特点,从MCG和ECG数据中提出了七种参数:MCG与ECG的平均相关系数、可用比例、MCG的R方差、平均基值方差、最大基值方差、平均SNR、最小SNR等,并利用投票方式对MCG的信号质量给出定性评级,提高了心磁信号质量评估的可靠性,且运行速度快,可应用于MCG在线采集时信号质量的实时分析。

附图说明

[0023] 图1显示为本发明的心磁信号质量评估方法于一实施例中的流程示意图。

[0024] 图2显示为本发明的心磁信号质量评估方法中步骤S3的流程示意图。

[0025] 图3显示为本发明的心磁信号质量评估方法中步骤S6的流程示意图。

[0026] 图4显示为本发明的不同噪声含量的心磁信号及质量评估结果示意图。

[0027] 图5显示为本发明的心磁信号质量评估系统于一实施例中的原理结构示意图。

[0028] 图6显示为本发明的服务器于一实施例中的原理结构示意图。

[0029] 元件标号说明

[0030] 1 心磁信号质量评估系统

[0031] 11 预处理模块

[0032] 12 识别模块

[0033] 13 分割模块

[0034] 14 计算模块

[0035] 15 评估模块

[0036] 131 第一分割单元

[0037] 132 第二分割单元

[0038] 141 第一计算单元

[0039] 142 第二计算单元

[0040] 143 第三计算单元

[0041] 144 第四计算单元

[0042] 145 第五计算单元

[0043] 146 第六计算单元

[0044] 147 第七计算单元

[0045] S1~S6 步骤

[0046] S31~S33 步骤

具体实施方式

[0047] 以下通过特定的具体实例说明本发明的实施方式,本领域技术人员可由本说明书所揭露的内容轻易地了解本发明的其他优点与功效。本发明还可以通过另外不同的具体实施方式加以实施或应用,本说明书中的各项细节也可以基于不同观点与应用,在没有背离本发明的精神下进行各种修饰或改变。需说明的是,在不冲突的情况下,以下实施例及实施例中的特征可以相互组合。

[0048] 需要说明的是,以下实施例中所提供的图示仅以示意方式说明本发明的基本构想,遂图式中仅显示与本发明中有关的组件而非按照实际实施时的组件数目、形状及尺寸绘制,其实际实施时各组件的型态、数量及比例可为一种随意的改变,且其组件布局型态也可能更为复杂。

[0049] 实施例一

[0050] 本实施例提供一种心磁信号质量评估方法,所述心磁信号质量评估方法包括以下步骤:

[0051] 对采集到的用于记录心脏电活动产生的心磁信号的MCG数据进行预处理;

[0052] 识别预处理后的MCG数据中QRS波的R峰,并对预处理后的MCG数据进行周期分割;

[0053] 基于周期分割后的MCG数据,计算多个与所述MCG数据相关联的,用以评估心磁信号质量的质量评估参数;

[0054] 根据多个质量评估参数的评定阈值,判别多个质量评估参数所属等级;

[0055] 根据多个质量评估参数所属等级评估心磁信号质量。

[0056] 以下将结合图示对本实施例所述的心磁信号质量评估方法进行详细说明。在执行本实施例所述的心磁信号质量评估方法之前,需要通过心磁图仪和心电图仪分别采集用于记录心脏电活动产生的心磁信号和用于记录心脏电活动产生的电信号的ECG数据。请参阅图1显示为心磁信号质量评估方法于一实施例中的流程示意图。如图1所示,所述心磁信号质量评估方法具体包括以下几个步骤:

[0057] S1,对采集到的用于记录心脏电活动产生的心磁信号的MCG数据和用于记录心脏电活动产生的电信号的ECG数据进行预处理。具体地,对采集到的用于记录心脏电活动产生的心磁信号的MCG数据和用于记录心脏电活动产生的电信号的ECG数据进行100Hz的低通滤波和50Hz的陷波处理。

[0058] S2,识别预处理后的MCG数据和ECG数据中QRS波的R峰。在本实施例中,通过对预处理后的MCG数据和ECG数据进行一次微分、非线性变换、及再次微分,从再次微分数据结果 $g'(n)$ 中挑选出不为0的点,记为QRS波的R峰。在本实施例中,识别QRS波的R峰是用于后续MCG数据和ECG数据的周期分割和质量评估参数的计算。

[0059] S3,对预处理后的MCG数据进行周期分割。请参阅图2,显示为步骤S3的流程示意图。如图2所示,所述步骤S3具体包括以下几个步骤:

[0060] S31,计算预处理后的MCG数据和ECG数据的平均周期 $\bar{T}$ (由于一个ECG数据会对应一个MCG数据,因此,ECG数据和MCG数据平均周期是相同的)。

[0061] 在本实施例中,所述识别的预处理后的MCG数据和ECG数据的平均周期

$$\bar{T} = \frac{1}{N_1 - 1} \sum_{i=1}^{N_1-1} R_{t_{i+1}} - R_{t_i}; R_{t_i} \text{ 为预处理后的MCG数据/ECG数据中第 } i \text{ 个R峰所对应的时刻, } R_{t_{i+1}}$$

为预处理后的MCG数据/ECG数据中第*i*+1个R峰所对应的时刻;*N*₁为识别的预处理后的MCG数据/ECG数据中R波的个数。在本实施例中,预处理后的MCG数据中R波的个数=预处理后的ECG数据中R波的个数。

[0062] S32,以识别的预处理后的MCG数据和ECG数据中的R峰所对应的时刻作为参考点,朝所述参考点之前取0.4个平均周期,朝所述参考点之后取0.6个平均周期,以分别对所述预处理后的MCG数据和ECG数据进行周期分割,并重新组成计算周期,按照该计算周期分割所述预处理后的MCG数据和ECG数据。

[0063] S4,基于周期分割后的MCG数据和ECG数据,计算多个与所述MCG数据相关联的,用以评估心磁信号质量的质量评估参数。在本实施例中,所述质量评估参数还包括与所述MCG数据和ECG数据相关联的,用以评估心磁信号质量的质量评估参数。具体地,所述与所述MCG数据和ECG数据相关联的,用以评估心磁信号质量的质量评估参数包括每个计算周期内预处理后的MCG数据和ECG数据的平均相关系数和可用比例Ratio。

[0064] 在本实施例中,计算每个计算周期内预处理后的MCG数据和ECG数据的平均相关系数 $\bar{r}$ 的步骤包括:

[0065] 计算每个计算周期内预处理后的MCG数据和ECG数据的绝对相关系数 $|r_i|$, $i=1, 2, 3 \dots N$,*i*为MCG数据中计算周期个数的序号;

$$[0066] \quad |r_i| = \frac{|\sum_{j=1}^M (x_j - \bar{x})(y_j - \bar{y})|}{\sqrt{\sum_{j=1}^M (x_j - \bar{x})^2 \times \sum_{j=1}^M (y_j - \bar{y})^2}} = \frac{M \sum_{j=1}^M x_j y_j - \sum_{j=1}^M x_j \sum_{j=1}^M y_j}{\sqrt{M \sum_{j=1}^M x_j^2 - (\sum_{j=1}^M x_j)^2} \times \sqrt{M \sum_{j=1}^M y_j^2 - (\sum_{j=1}^M y_j)^2}}, \text{ 其中,}$$

[0067] $x_j, j=1, 2, 3, \dots, M$, x_j 为一个计算周期内的MCG数据, j 为MCG数据序号, M 为一个计算周期内MCG数据的总个数; $\bar{x}$ 为一个计算周期内MCG数据 x_j 的平均值; $y_j, j=1, 2, 3, \dots, M$, y_j 为一个计算周期内的ECG数据, j 为ECG数据序号; $\bar{y}$ 为一个周期内 y_j 的平均值;

[0068] 计算所有计算周期内预处理后的MCG数据和ECG数据的平均相关系数 $\bar{r} = \frac{\sum_{i=1}^N |r_i|}{N}$,

为MCG数据中计算周期个数。

[0069] 在本实施例中,计算可用比例Ratio的步骤包括:

[0070] 依据判断准则,判断每个计算周期内预处理后的MCG数据和ECG数据的绝对相关系数 $|r_i|$ 是好还是差,所述判断准则为 $z_i = \begin{cases} |r_i| \geq \sigma & \text{好} \\ |r_i| < \sigma & \text{差} \end{cases}$,其中, σ 为判别相关系数好差的阈值, z_i

为判别结果;

[0071] 统计所有计算周期内预处理后的MCG数据和ECG数据的绝对相关系数为好的个数

G ,计算可用比例 $Ratio = \frac{G}{N}$, N 为MCG数据中计算周期个数。

[0072] 在本实施例中,与所述MCG数据相关联的,用以评估心磁信号质量的质量评估参数

包括预处理后的MCG数据的R方差、预处理后的MCG数据的平均基值方差、预处理后的MCG数据的最大基值方差、预处理后的MCG数据的平均信噪比 $\overline{SNR}$ 、和/或预处理后的MCG数据的 $SNR_{\min}$ 。

[0073] 具体地,计算预处理后的MCG数据的R方差的步骤包括:

[0074] 统计预处理后的MCG数据中N个计算周期的R峰的方差 R_{var} , $R_{\text{var}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (R_i - \bar{R})^2}{N}}$, R_i

为预处理后的MCG数据中第i个R峰值, $\bar{R}$ 为所有R峰值的平均值。

[0075] 计算预处理后的MCG数据的平均基值方差和最大基值方差的步骤包括:

[0076] 计算预处理后的MCG数据的在一个计算周期内QRS波基值的方差 B_{var_i} , $i=1, 2, 3 \cdots N$, 为MCG数据中计算周期个数的序号;预处理后的MCG数据的在一个计算周期内QRS波基值 B_j 是预置基值时间范围内的MCG数据值,预置基值时间范围指 $T_2 - T_{\text{周期开始时刻}} = 0.33T$;其中,

$$B_{\text{var}_i} = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^K (B_j - \bar{B})^2}{K}}, \quad K \text{ 为基值 } B_j \text{ 的个数, } \bar{B} \text{ 为基值 } B_j \text{ 的平均值。}$$

[0077] 根据预处理后的MCG数据的在每个计算周期内QRS波基值的方差 B_{var_i} , 计算所有计算周期内预处理后的MCG数据的平均基值方差 $\bar{B}_{\text{var}}$ 和最大基值方差的步骤包括:

[0078] 计算每个计算周期内预处理后的MCG数据的平均基值方差 $\bar{B}_{\text{var}} = \frac{\sum_{i=1}^N B_{\text{var}_i}}{N}$, N 为MCG数据中计算周期个数;

[0079] 预处理后的MCG数据的最大基值方差为所有计算周期内QRS波基值方差 B_{var_i} 的最大值。

[0080] 计算预处理后的MCG数据的平均信噪比 $\overline{SNR}$ 和 $SNR_{\min}$ 的步骤包括:

[0081] 计算每个计算周期内预处理后的MCG数据的 SNR_i , $i=1, 2, 3 \cdots N$, 为MCG数据中计算周期个数的序号; $SNR_i = 20 \lg \frac{R_i}{B_{\text{var}_i}}$, R_i 为预处理后的MCG数据第i个计算周期的R峰值, B_{var_i} 为预处理后的MCG数据第i个计算周期的基值方差;

[0082] 根据每个计算周期内预处理后的MCG数据的 SNR_i , 计算预处理后的MCG数据的平均

$$\text{信噪比 } \overline{SNR} = \frac{\sum_{i=1}^N SNR_i}{N};$$

[0083] 预处理后的MCG数据的 $SNR_{\min}$ 为所有计算周期内 SNR_i 的最小值。

[0084] S5, 根据多个与所述质量评估参数对应的评定阈值, 判别多个质量评估参数所属等级。在本实施例中, 所述多个质量评估参数所属等级包括第一级别, 第二级别、及第三级别, 即好、一般、差。参阅表1, 多个与所述质量评估参数对应的评定阈值及所属等级比对表。

[0085] 表1: 多个与所述质量评估参数对应的评定阈值及所属等级比对表

[0086]

	评定等级		
	好	一般	较差
平均相关系数	$>\sigma_{\overline{r}_0}$	$>\sigma_{\overline{r}_1}$	$\leq\sigma_{\overline{r}_1}$
可用比例	$>\sigma_{Ratio0}$	$>\sigma_{Ratio1}$	$\leq\sigma_{Ratio1}$
R 方差	$<\sigma_{R_{var0}}$	$<\sigma_{R_{var1}}$	$\geq\sigma_{R_{var1}}$
平均基值方差	$<\sigma_{\overline{B}_{var0}}$	$<\sigma_{\overline{B}_{var1}}$	$\geq\sigma_{\overline{B}_{var1}}$
最大基值方差	$<\sigma_{MB_{var0}}$	$<\sigma_{MB_{var1}}$	$\geq\sigma_{MB_{var1}}$
平均 SNR	$>\sigma_{\overline{SNR}0}$	$>\sigma_{\overline{SNR}1}$	$\leq\sigma_{\overline{SNR}1}$

[0087]

最小 SNR	$>\sigma_{SSNR0}$	$>\sigma_{SSNR1}$	$\leq\sigma_{SSNR1}$
--------	-------------------	-------------------	----------------------

[0088] 于本实施例中,所述表1中的评定阈值具体取值如表2。

[0089] 表2:评定阈值具体取值

[0090]

	评定等级		
	好	一般	较差
平均相关系数	>0.8	>0.5	≤ 0.5
可用比例	$>80\%$	$>50\%$	$\leq 50\%$
R 方差	<10	<15	≥ 15
平均基值方差	<1	<1.2	≥ 1.2
最大基值方差	<5	<10	≥ 10
平均 SNR	>35	>30	≤ 30
最小 SNR	>20	>15	≤ 15

[0091] S6,根据多个质量评估参数所属等级评估心磁信号质量。在本实施例中,心磁信号质量的等级包括第一级别,第二级别,及第三级别,即心磁信号质量等级为好、心磁信号质量等级为一般、心磁信号质量等级为差。在本实施例中,步骤S6通过投票方式确定心磁信号质量的等级。请参阅图3,显示为步骤S6的流程示意图。如图3所示,所述步骤S6包括:

[0092] S61,判断属于第一级别的质量评估参数的个数是否大于用于表示心磁信号质量的等级为第一级别的个数阈值(于本实施例中,表示心磁信号质量的等级为优的个数阈值为4,或者质量评估参数总数的一半);若是,则表示该心磁信号的质量等级为第一级别,若否,执行步骤S62,继续判断属于第三级别的质量评估参数的个数是否大于用于表示心磁信号质量的等级为第三级别的个数阈值(于本实施例中,表示心磁信号质量的等级为差的个数阈值为4,或者质量评估参数总数的一半);若是,则表示该心磁信号的质量等级为第三级别,若否,则表示该心磁信号质量的等级为第二级别(表示该心磁信号质量的等级一般)。请参阅图4,显示为不同噪声含量的心磁信号及质量评估结果示意图。如图4所示,经过上述评估后,第一个心磁信号的质量等级为好,第二个心磁信号的等级为一般,第三个心磁信号的等级为差。

[0093] 本实施例所述的心磁信号质量评估方法克服了现有信号质量评估方法评估心磁信号质量可靠性不高的缺点,提供了一种可靠的、适用于心磁信号质量评估的系统和方法。该发明综合考虑心磁信号特点,从MCG和ECG数据中提出了七种参数:MCG与ECG的平均相关系数、可用比例、MCG的R方差、平均基值方差、最大基值方差、平均SNR、最小SNR等,并利用投票方式对MCG的信号质量给出定性评级,提高了心磁信号质量评估的可靠性,且运行速度快,可应用于MCG在线采集时信号质量的实时分析。

[0094] 实施例二

[0095] 本实施例提供一种心磁信号质量评估系统1,请参阅图5,显示为心磁信号质量评估系统于一实施例中的原理结构示意图。如图5所示,所述心磁信号质量评估系统1包括:预处理模块11、识别模块12、分割模块13、计算模块14、及评估模块15。

[0096] 预处理模块11用于对采集到的用于记录心脏电活动产生的心磁信号的MCG数据和用于记录心脏电活动产生的电信号的ECG数据进行预处理。具体地,所述预处理模块11对采集到的用于记录心脏电活动产生的心磁信号的MCG数据和用于记录心脏电活动产生的电信号的ECG数据进行100Hz的低通滤波和50Hz的陷波处理。

[0097] 与所述预处理模块11连接的识别模块12用于识别预处理后的MCG数据和ECG数据中QRS波的R峰。在本实施例中,通过对预处理后的MCG数据和ECG数据进行一次微分、非线性变换、及再次微分,从再次微分数据结果 $g'(n)$ 中挑选出不为0的点,记为QRS波的R峰。在本实施例中,识别QRS波的R峰是用于后续MCG数据和ECG数据的周期分割和质量评估参数的计算。

[0098] 与所述识别模块12连接的分割模块13用于对预处理后的MCG数据进行周期分割。所述分割模块13包括第一分割单元131和第二分割单元132。

[0099] 第一分割单元131具体用于:

[0100] 计算预处理后的MCG数据的平均周期 $\bar{T}$ (由于一个ECG数据会对应一个MCG数据,因此,ECG数据和MCG数据平均周期是相同的)。

[0101] 以识别的预处理后的MCG数据中的R峰所对应的时刻作为参考点,朝所述参考点之前取0.4个周期,朝所述参考点之后取0.6个周期,以对所述预处理后的MCG数据进行周期分割,并重新组成计算周期,按照该计算周期分割所述预处理后的MCG数据。

[0102] 所述第二分割单元132具体用于:

[0103] 计算预处理后的ECG数据的平均周期 $\bar{T}$ (由于一个ECG数据会对应一个MCG数据,因

此,ECG数据和MCG数据平均周期是相同的)。

[0104] 在本实施例中,所述识别的预处理后的MCG数据和ECG数据的平均周期

$$\bar{T} = \frac{1}{N_1 - 1} \sum_{i=1}^{N_1-1} R_{t_{i+1}} - R_{t_i}; R_{t_i} \text{ 为预处理后的MCG数据/ECG数据中第 } i \text{ 个R峰所对应的时刻, } R_{t_{i+1}}$$

为预处理后的MCG数据/ECG数据中第i+1个R峰所对应的时刻; N_1 为识别的预处理后的MCG数据/ECG数据中R波的个数。在本实施例中,预处理后的MCG数据中R波的个数=预处理后的ECG数据中R波的个数。

[0105] 以识别的预处理后的MCG数据中的R峰所对应的时刻作为参考点,朝所述参考点之前取0.4个平均周期,朝所述参考点之后取0.6个平均周期,以对所述预处理后的和ECG数据进行周期分割,并重新组成计算周期,按照该计算周期分割所述预处理后的ECG数据。

[0106] 与所述分割模块13连接的计算模块14用于基于周期分割后的MCG数据,计算多个与所述MCG数据相关联的,用以评估心磁信号质量的质量评估参数。在本实施例中,所述质量评估参数还包括与所述MCG数据和ECG数据相关联的,用以评估心磁信号质量的质量评估参数。具体地,所述与所述MCG数据和ECG数据相关联的,用以评估心磁信号质量的质量评估参数包括每个计算周期内预处理后的MCG数据和ECG数据的平均相关系数和可用比例Ratio。在本实施例中,所述计算模块14包括第一计算单元141,第二计算单元142,第三计算单元143,第四计算单元144,第五计算单元145,第六计算单元146,及第七计算单元147。

[0107] 在本实施例中,与所述第二分割单元132连接的所述第一计算单元141用于计算每个计算周期内预处理后的MCG数据和ECG数据的平均相关系数 $\bar{r}$,具体计算过程如下:

[0108] 计算每个计算周期内预处理后的MCG数据和ECG数据的绝对相关系数 $|r_i|$, $i=1, 2, 3 \dots N$, i 为MCG数据中计算周期个数的序号;

$$[0109] \quad |r_i| = \frac{|\sum_{j=1}^M (x_j - \bar{x})(y_j - \bar{y})|}{\sqrt{\sum_{j=1}^M (x_j - \bar{x})^2 \times \sum_{j=1}^M (y_j - \bar{y})^2}} = \frac{M \sum_{j=1}^M x_j y_j - \sum_{j=1}^M x_j \sum_{j=1}^M y_j}{\sqrt{M \sum_{j=1}^M x_j^2 - (\sum_{j=1}^M x_j)^2} \times \sqrt{M \sum_{j=1}^M y_j^2 - (\sum_{j=1}^M y_j)^2}}, \text{ 其中,}$$

[0110] $x_j, j=1, 2, 3, \dots, M$ 为一个计算周期内MCG数据的序号, M 为一个计算周期内MCG数据的总个数; $\bar{x}$ 为一个计算周期内MCG数据 x_j 的平均值; $y_j, j=1, 2, 3, \dots, M$ 为一个计算周期内ECG数据的序号; $\bar{y}$ 为一个周期内 y_j 的平均值;

[0111] 计算每个计算周期内预处理后的MCG数据和ECG数据的平均相关系数 $\bar{r} = \frac{\sum_{i=1}^N |r_i|}{N}$, N 为MCG数据中计算周期个数。

[0112] 在本实施例中,所述第二计算单元142用于计算可用比例Ratio,具体计算过程如下:

[0113] 依据判断准则,判断每个计算周期内预处理后的MCG数据和ECG数据的绝对相关系数 $|r_i|$ 是好还是差,所述判断准则为 $z_i = \begin{cases} |r_i| \geq \sigma & \text{好} \\ |r_i| < \sigma & \text{差} \end{cases}$,其中, σ 为判别相关系数好差的阈值, z_i 为判别结果;

[0114] 统计所有计算周期内预处理后的MCG数据和ECG数据的绝对相关系数为好的个数G,计算可用比例 $Ratio = \frac{G}{N}$, N为MCG数据中计算周期个数。

[0115] 在本实施例中,与所述MCG数据相关联的,用以评估心磁信号质量的质量评估参数包括预处理后的MCG数据的R方差、预处理后的MCG数据的平均基值方差、预处理后的MCG数据的最大基值方差、预处理后的MCG数据的平均信噪比 $\overline{SNR}$ 、和/或预处理后的MCG数据的 SNR_{min} 。

[0116] 具体地,所述第三计算单元143用于计算预处理后的MCG数据的R方差。具体计算过程包括:

[0117] 统计预处理后的MCG数据中N个计算周期的R峰的方差 R_{var} , $R_{var} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (R_i - \bar{R})^2}{N}}$, R_i

为预处理后的MCG数据中第i个R峰值, $\bar{R}$ 为所有R峰值的平均值。

[0118] 计算预处理后的MCG数据的平均基值方差和最大基值方差的步骤包括:

[0119] 计算预处理后的MCG数据的在一个计算周期内QRS波基值的方差 B_{var_i} , $i=1, 2, 3 \dots N$, N为MCG数据中计算周期个数的序号;预处理后的MCG数据的在一个计算周期内QRS波基值 B_j 是预置基值时间范围内的MCG数据值,预置基值时间范围指 $T_2 - T_{\text{周期开始时刻}} = 0.33T$;其中,

$$B_{var_i} = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^K (B_j - \bar{B})^2}{K}}, \quad K \text{ 为基值 } B_j \text{ 的个数, } \bar{B} \text{ 为基值 } B_j \text{ 的平均值。}$$

[0120] 所述第四计算单元144、第五计算单元145用于根据预处理后的MCG数据的在一个计算周期内QRS波基值的方差 B_{var_i} , 计算每个计算周期内预处理后的MCG数据的平均基值方差 $\bar{B}_{var}$ 和最大基值方差。

[0121] 所述第四计算单元144具体计算过程包括:

[0122] 计算每个计算周期内预处理后的MCG数据的平均基值方差 $\bar{B}_{var} = \frac{\sum_{i=1}^N B_{var_i}}{N}$, N为MCG数据中计算周期个数;

[0123] 所述第五计算单元145用于选择预处理后的MCG数据的最大基值方差为所有计算周期内QRS波基值方差 B_{var_i} 的最大值。

[0124] 所述第六计算单元146和第七计算单元147用于计算预处理后的MCG数据的平均信噪比 $\overline{SNR}$ 和 SNR_{min} 。所述第六计算单元146具体计算过程包括:

[0125] 计算每个计算周期内预处理后的MCG数据的 SNR_i , $i=1, 2, 3 \dots N$, 为MCG数据中计算周期个数的序号; $SNR_i = 20 \lg \frac{R_i}{B_{var_i}}$, R_i 为预处理后的MCG数据第i个计算周期的R峰值, B_{var_i} 为

预处理后的MCG数据第i个计算周期的基值方差;

[0126] 根据每个计算周期内预处理后的MCG数据的 SNR_i , 计算预处理后的MCG数据的平均

$$\text{信噪比} \overline{SNR} = \frac{\sum_{i=1}^N SNR_i}{N};$$

[0127] 所述第七计算单元147用于选择预处理后的MCG数据的 $SNR_{\min}$ 为所有计算周期内 SNR_i 的最小值。

[0128] 与所述计算模块14连接的评估模块15用于根据多个与所述质量评估参数对应的评定阈值,判别多个质量评估参数所属等级。在本实施例中,所述多个质量评估参数所属等级包括第一级别,第二级别、及第三级别,即好、一般、差。所述评估模块15还用于根据多个质量评估参数所属等级评估心磁信号质量。在本实施例中,心磁信号质量的等级包括第一级别,第二级别,及第三级别,即心磁信号质量等级为好、心磁信号质量等级为一般、心磁信号质量等级为差。

[0129] 本实施例还提供一种服务器2,该服务器2与心电图仪和心磁图仪连接,请参阅图6,显示为服务器于一实施例中的原理结构示意图。如图6所示,所述服务器2包括上述的心磁信号质量评估系统1。

[0130] 综上所述,本发明所述的心磁信号质量评估方法、系统,及服务器克服了现有信号质量评估方法评估心磁信号质量可靠性不高的缺点,提供了一种可靠的、适用于心磁信号质量评估的系统和方法。该发明综合考虑心磁信号特点,从MCG和ECG数据中提出了七种参数:MCG与ECG的平均相关系数、可用比例、MCG的R方差、平均基值方差、最大基值方差、平均SNR、最小SNR等,并利用投票方式对MCG的信号质量给出定性评级,提高了心磁信号质量评估的可靠性,且运行速度快,可应用于MCG在线采集时信号质量的实时分析。所以,本发明有效克服了现有技术中的种种缺点而具高度产业利用价值。

[0131] 上述实施例仅例示性说明本发明的原理及其功效,而非用于限制本发明。任何熟悉此技术的人士皆可在不违背本发明的精神及范畴下,对上述实施例进行修饰或改变。因此,举凡所属技术领域中具有通常知识者在未脱离本发明所揭示的精神与技术思想下所完成的一切等效修饰或改变,仍应由本发明的权利要求所涵盖。

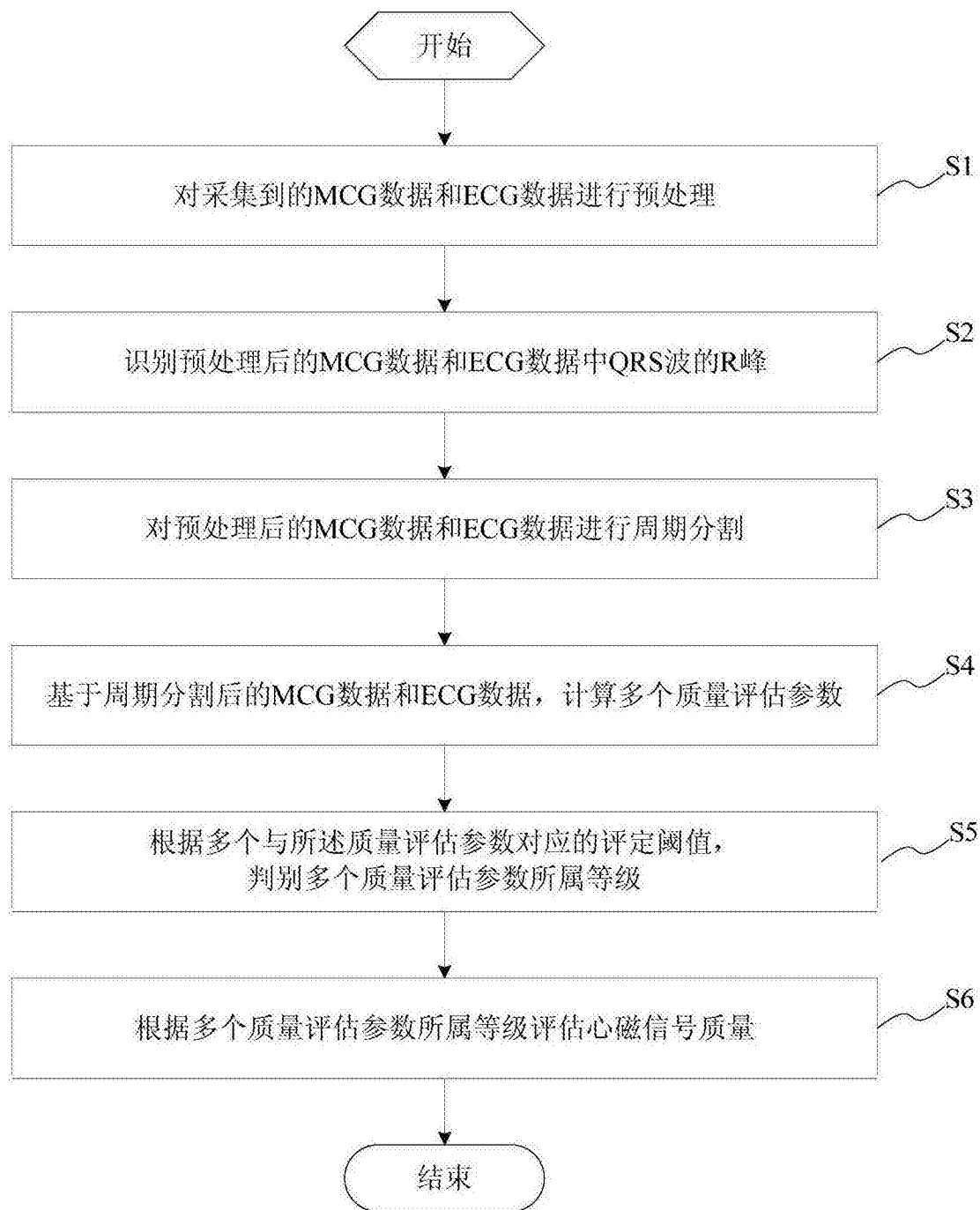


图1

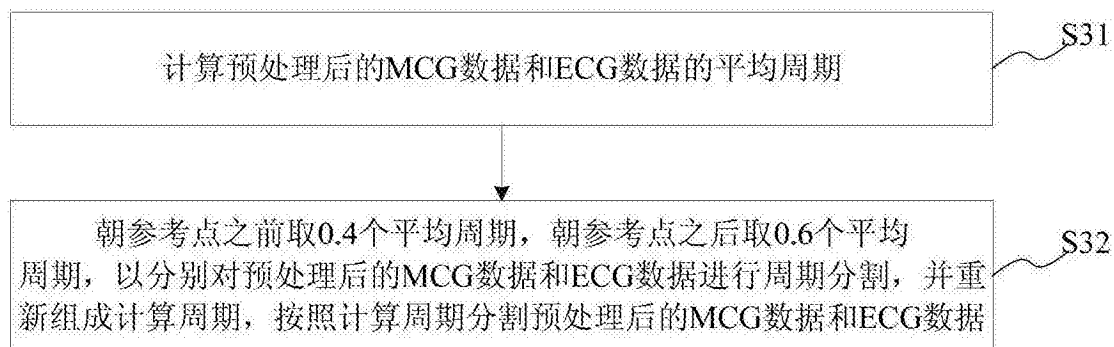


图2

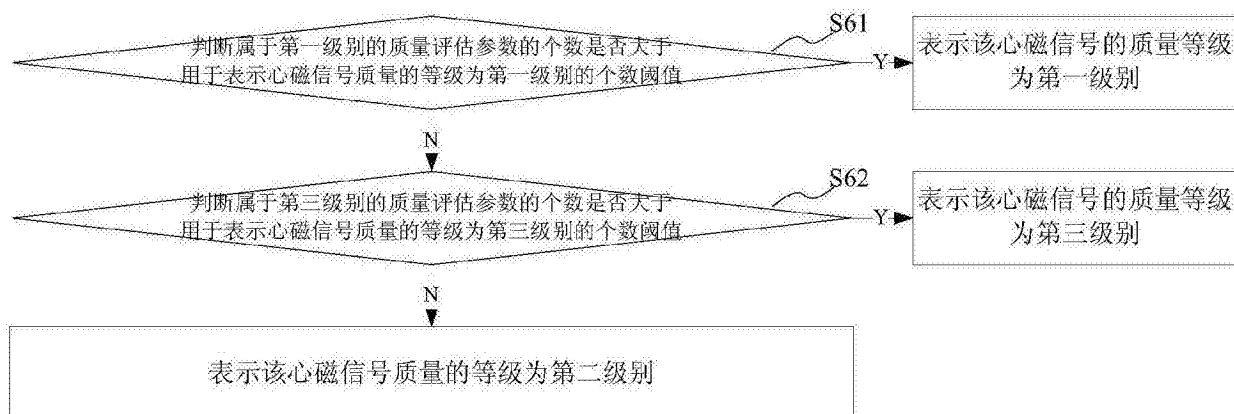


图3

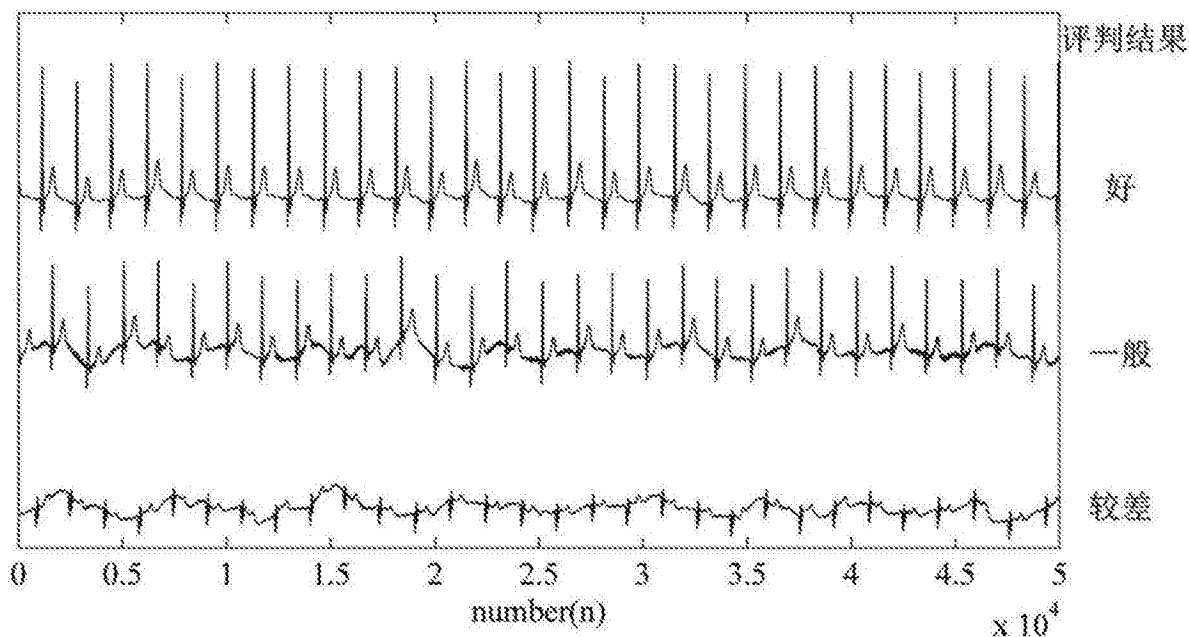


图4

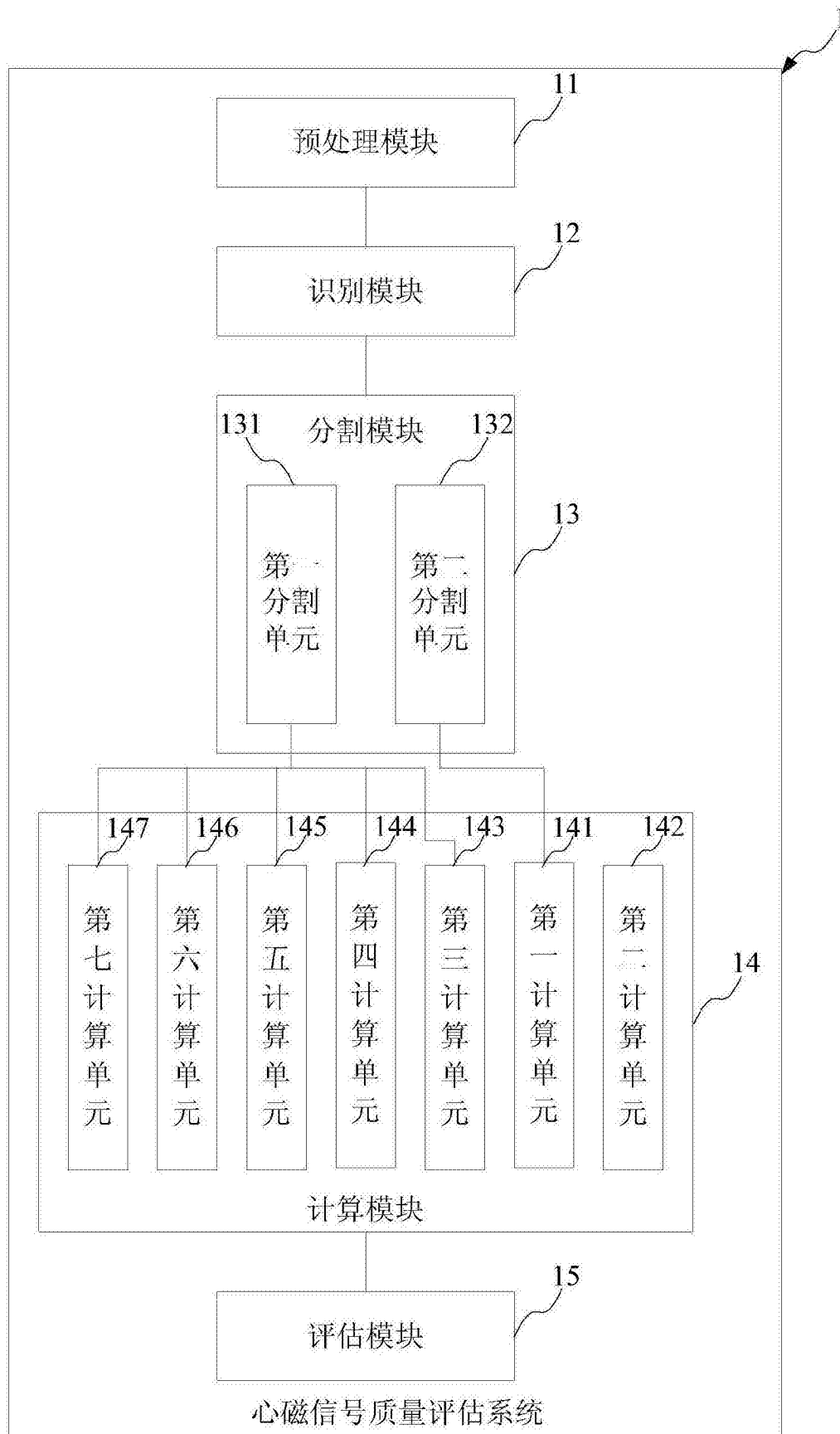


图5

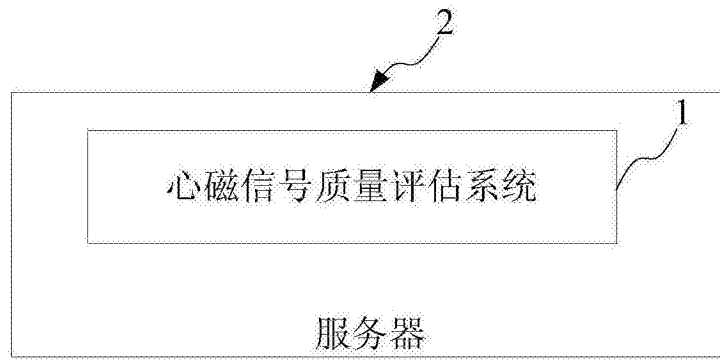


图6

专利名称(译)	一种心磁信号质量评估方法、系统、及服务器		
公开(公告)号	CN107753012A	公开(公告)日	2018-03-06
申请号	CN201610692907.8	申请日	2016-08-19
[标]申请(专利权)人(译)	中国科学院上海微系统与信息技术研究所		
申请(专利权)人(译)	中国科学院上海微系统与信息技术研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院上海微系统与信息技术研究所		
[标]发明人	孔祥燕 鲁丽 杨康 王美玲 陈威		
发明人	孔祥燕 鲁丽 杨康 王美玲 陈威		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/04 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04007 A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/7235 A61B5/7271		
代理人(译)	徐秋平		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种心磁信号质量评估方法、系统、及服务器，心磁信号质量评估方法包括：对采集到的用于记录心脏电活动产生的心磁信号的MCG数据进行预处理；识别预处理后的MCG数据中QRS波的R峰，并对预处理后的MCG数据进行周期分割；基于周期分割后的MCG数据，计算多个与所述MCG数据相关联的，用以评估心磁信号质量的质量评估参数；根据多个与所述质量评估参数对应的评定阈值，判别多个质量评估参数所属等级；根据多个质量评估参数所属等级评估心磁信号质量。本发明克服了现有信号质量评估方法评估可靠性不高的缺点，提高了心磁信号质量评估的可靠性，且运行速度快，可应用于MCG在线采集时信号质量的实时分析。

