



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108523877 A

(43)申请公布日 2018.09.14

(21)申请号 201810244631.6

(22)申请日 2018.03.23

(71)申请人 南京中医药大学

地址 210023 江苏省南京市栖霞区仙林大道138号

申请人 江苏华康信息技术有限公司
南京贺普检测仪器有限公司

(72)发明人 周作建 宁新宝 姜晓东 刘果

(74)专利代理机构 南京苏高专利商标事务所
(普通合伙) 32204

代理人 张婧

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

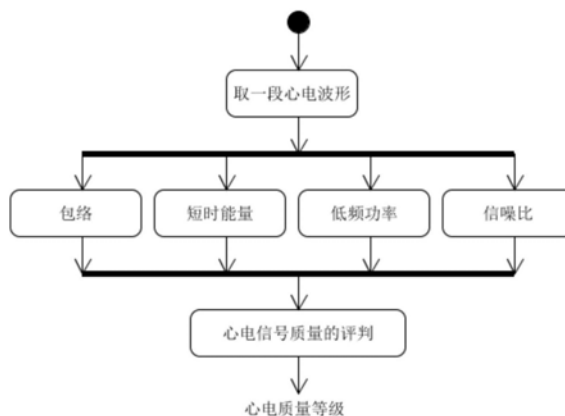
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

一种心电信号质量辨识方法及其心电分析方法

(57)摘要

本发明公开了一种心电信号质量辨识方法,包括如下步骤:S1、获取原始的心电波形幅值数据;S2、将心电信号以1秒为单位进行片段分割;S3、取出每一片段的幅值最大值和最小值构成包络点,比较各个包络点得到包络差;S4、获取每一分割段的幅值方差值;S5、利用快速傅里叶变换,将心电片段信号的时域信号转化为频域信号,即为功率谱信号;对1~5Hz的幅值进行积分得到功率;S6、得到步骤S5中的心电片段信号的功率谱信号后,分别对5~40Hz的幅值和40~100Hz的幅值进行积分得到相应功率,计算两者的信噪比;S6、根据参数包络差、方差值、信号在1~5Hz之间的功率和信噪比的合格情况对心电波形进行质量等级划分。



1. 一种心电信号质量辨识方法,其特征在于,包括如下步骤:

S1、获取采样率为 f_s 的原始的心电波形幅值数据,并将心电波形幅值数据分成以 N 秒为时间单位的处理段 X , N 为8~120间的任意一个值;

S2、在处理段 X 内,将心电信号以1秒为单位进行片段分割,分割段为 x_i ,其中 $i=1\cdots N$, x_i 的数据长度为 $M=1\times f_s=f_s$;

S3、以处理段 X 为单位,取出每一心电波形片段 x_i 的幅值最大值 m_{\max} 和最小值 m_{\min} 构成包络点,通过比较各个包络点得到分割段 x_i 的包络差 $e_i=m_{\max}-m_{\min}$,再求取处理段 X 内波形包络差的平均值 $\bar{e}=\frac{1}{N}\sum_{i=1}^N e_i$,乘以比例系数 k_1 ,其中 $2>k_1>1$,再与每分割段的包络差 e_i 作比较;当 $e_i>k_1\times\bar{e}$ 时,说明此分隔段的包络有突变,即为包络检测不合格;

S4、在处理段 X 内,获取每一分割段 x_i 的幅值方差值 $E_i=\sum_{m=1}^M(x_i(m)-\bar{x}_i)^2$,其中 $\bar{x}_i=\frac{1}{M}\sum_{m=1}^M x_i(m)$, m 为 x_i 中数据的序号;再求取处理段 X 内波形片段幅值方差值 E_i 的平均值 \bar{E}_i ,乘以比例系数 k_2 ,其中 $2>k_2>1$,再与各分割段 x_i 的幅值方差值 E_i 作比较,当 $E_i>k_2\times\bar{E}_i$ 时,说明此分割段的方差有突变,即为方差检测不合格;

S5、在处理段 X 内,利用快速傅里叶变换,将心电片段信号 x_i 的时域信号转化为频域信号,即为功率谱信号;对1~5Hz的幅值进行积分得到功率 $P_i=\sum_{j\in 1\sim 5\text{Hz}}|f_i(j)|=\sum_{j\in 1\sim 5\text{Hz}}\sqrt{\text{Re}(f_i(j))^2+\text{Im}(f_i(j))^2}$,其中 Re 代表求复数的实部, Im 代表求复数的虚部, j 指某一频段的范围, $f_i(j)$ 即为功率谱信号;求取处理段 X 内波形的平均功率值 \bar{P} ,乘以比例系数 k_3 ,其中 $2>k_3>1$,再与各分割段 x_i 的功率 P_i 作比较;当 $P_i>k_3\times\bar{P}$ 时,说明此处理段的1~5Hz功率有突变,即为功率谱检测不合格;

S6、在处理段 X 内,得到步骤S5中的心电片段信号 x_i 的功率谱信号后,对5~40Hz的幅值进行积分得到功率 $P_{si}=\sum_{j\in 5\sim 40\text{Hz}}|f_i(j)|=\sum_{j\in 5\sim 40\text{Hz}}\sqrt{\text{Re}(f_i(j))^2+\text{Im}(f_i(j))^2}$,其中 Re 代表求复数的实部, Im 代表求复数的虚部, P_{si} 代表心电信号的功率;再对40~100Hz的幅值进行积分得到功率 $P_{ni}=\sum_{j\in 40\sim 100\text{Hz}}|f_i(j)|=\sum_{j\in 40\sim 100\text{Hz}}\sqrt{\text{Re}(f_i(j))^2+\text{Im}(f_i(j))^2}$ 其中 Re 代表求复数的实部, Im 代表求复数的虚部, P_{ni} 代表高频噪声信号的功率;计算两者的信噪比 $k_{\text{SNR}i}=P_{si}/P_{ni}$,当信噪比小于阈值 \hat{k}_{SNR} 时,其中 \hat{k}_{SNR} 大于2,说明此处理段信噪比过小,噪声所占比重过大,即信噪比检测不合格;

S7、根据参数包络差、方差值、信号在1~5Hz之间的功率和信噪比的合格情况对心电波形进行质量等级划分,心电波形的质量分成4个等级,分别用0~3表示质量等级系数。

2. 根据权利要求1所述的心电信号质量辨识方法,其特征在于:所述步骤S7中质量等级系数0表示心电波形良好,质量等级系数1表示心电波形较差,质量等级系数2表示心电波形差,质量等级系数3表示心电波形存在严重噪声。即从波形质量的程度“0”表示良好,“1”表示较差,“2”表示差,“3”表示严重噪声。

3. 根据权利要求2所述的心电信号质量辨识方法,其特征在于:所述步骤S7中心电波形的质量等级划分方法为:当信噪比参数不合格时,该处理段心电波形的质量等级系数直接评定为3,即波形存在严重噪声;在信噪比参数合格的前提下,根据包络差、方差值、信号在1~5Hz之间的功率的合格情况来评定心电波形质量,当三个参数全部合格时,该处理段心电

波形质量等级系数评定为0,即波形良好;当三个参数中有两个或一个合格时,心电波形质量等级系数评定为1,即波形较差;当三个参数全部不合格时,心电波形质量等级系数评定为2,即波形差。

4.一种基于权利要求1所述的心电信号质量辨识方法的心电分析方法,其特征在于,包括如下步骤:

S11、获取N秒的待分析的心电波形,N为8~120间的任意一个值;

S12、依据心电信号质量辨识方法对待分析的心电波形进行质量评估,得到N秒的心电波形质量等级,其中心电波形质量评估以1s为单位,共得到N个数据分别代表第1秒到第N秒的质量等级系数;

S13、当心电信号质量等级系数为3且持续时间大于0.3N秒时,提示“信号质量噪声过大,无法分析”返回至步骤A重新获取待分析的心电波形;否则进行心电参数的计算和异常结果判断;

S14、当心电信号质量等级系数为1或2且持续时间大于0.3N秒时,提示“信号质量较差”并输出计算得到的心电参数和心电图异常结果;否则认为心电波形质量较好,直接输出计算得到的心电参数和心电图异常结果。

5.根据权利要求4所述的心电分析方法,其特征在于,所述步骤S13中心电参数的计算和异常结果判断的步骤为:

S1301、根据心电波形提取心电特征,心电特征包括P、Q、R、S、T波的起止时间点及其幅度参数,构成了一次心跳;

S1302、取心电波形质量等级系数小于3的心电特征用于计算心电参数RR间期和心率,用心电波形质量等级为0的心电特征计算心电参数PR间期、QRS宽度、QT间期、ST段高度、P波平均电轴、QRS平均电轴、T波平均电轴、Q波宽度和R波高度;

S1303、利用心电特征和上述心电参数进行心电异常判断得出心电图异常结果。

一种心电信号质量辨识方法及其心电分析方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种心电信号质量辨识方法,尤其涉及一种心电信号质量辨识方法及其心电分析方法。

背景技术

[0002] 在心电检测领域测量心电图时,心电信号质量的好坏是心电有效分析的前提,信号质量差的心电信号会对心电分析起到误导作用,在单导联便携式心电采集中尤为突出,因为单导联便携式心电采集存在突然的波形抖动,运动伪波以及容易引入较大工频干扰等噪声。

[0003] 为了实现心电的正确的分析诊断,心电波形的质量必须要好,过多的噪声以及大幅的抖动会导致心电自动分析判断的准确度变差,出现误检漏检的情况。为了兼顾单导联便携式心电采集能快速测量的优点和心电自动分析的功能,有必要对心电波形的质量做实时分析,对波形质量差的地方不予以自动分析判断,避免出现误检测的情况。

发明内容

[0004] 发明目的:本发明的第一目的是提供一种可确保待检测心电信号的可用性的心电信号质量辨识方法。

[0005] 本发明的第二目的是提供一种基于该心电信号质量辨识方法的心电分析方法。

[0006] 技术方案:为实现以上目的,本发明公开了一种心电信号质量辨识方法,包括如下步骤:

[0007] S1、获取采样率为 f_s 的原始的心电波形幅值数据,并将心电波形幅值数据分成以 N 秒为时间单位的处理段 X , N 为 $8\sim 120$ 间的任意一个值;

[0008] S2、在处理段 X 内,将心电信号以1秒为单位进行片段分割,分割段为 x_i ,其中 $i=1\cdots N$, x_i 的数据长度为 $M=1\times f_s=f_s$;

[0009] S3、以处理段 X 为单位,取出每一心电波形片段 x_i 的幅值最大值 m_{\max} 和最小值 m_{\min} 构成包络点,通过比较各个包络点得到分割段 x_i 的包络差 $e_i=m_{\max}-m_{\min}$,再求取处理段 X 内波形包络差的平均值 $\bar{e}=\frac{1}{N}\sum_{i=1}^N e_i$,乘以比例系数 k_1 ,其中 $2>k_1>1$,再与每分割段的包络差 e_i 作比较;当 $e_i > k_1 \times \bar{e}$ 时,说明此分隔段的包络有突变,即为包络检测不合格;

[0010] S4、在处理段 X 内,获取每一分割段 x_i 的幅值方差值 $E_i=\sum_{m=1}^M(x_i(m)-\bar{x}_i)^2$,其中 $\bar{x}_i=\frac{1}{M}\sum_{m=1}^M x_i(m)$, m 为 x_i 中数据的序号;再求取处理段 X 内波形片段幅值方差值 E_i 的平均值 \bar{E}_i ,乘以比例系数 k_2 ,其中 $2>k_2>1$,再与各分割段 x_i 的幅值方差值 E_i 作比较,当 $E_i>k_2 \times \bar{E}_i$ 时,说明此分割段的方差有突变,即为方差检测不合格;

[0011] S5、在处理段 X 内,利用快速傅里叶变换,将心电片段信号 x_i 的时域信号转化为频域信号,即为功率谱信号;对 $1\sim 5\text{Hz}$ 的幅值进行积分得到功率 $P_i=\sum_{j\in 1\sim 5\text{Hz}}|f_i(j)|=$

$\sum_{j \in 1 \sim 5\text{Hz}} \sqrt{\text{Re}(f_i(j))^2 + \text{Im}(f_i(j))^2}$, 其中Re代表求复数的实部, Im代表求复数的虚部, j指某一频段的范围, $f_i(j)$ 即为功率谱信号; 求取处理段X内波形的平均功率值 \bar{p} , 乘以比例系数 k_3 , 其中 $2 > k_3 > 1$, 再与各分割段 x_i 的功率 P_i 作比较; 当 $P_i > k_3 \times \bar{p}$ 时, 说明此处理段的1~5Hz功率有突变, 即为功率谱检测不合格;

[0012] S6、在处理段X内, 得到步骤S5中的心电片段信号 x_i 的功率谱信号后, 对5~40Hz的幅值进行积分得到功率 $P_{si} = \sum_{j \in 5 \sim 40\text{Hz}} |f_i(j)| = \sum_{j \in 5 \sim 40\text{Hz}} \sqrt{\text{Re}(f_i(j))^2 + \text{Im}(f_i(j))^2}$, 其中Re代表求复数的实部, Im代表求复数的虚部, P_{si} 代表心电信号的功率; 再对40~100Hz的幅值进行积分得到功率 $P_{ni} = \sum_{j \in 40 \sim 100\text{Hz}} |f_i(j)| = \sum_{j \in 40 \sim 100\text{Hz}} \sqrt{\text{Re}(f_i(j))^2 + \text{Im}(f_i(j))^2}$ 其中Re代表求复数的实部, Im代表求复数的虚部, P_{ni} 代表高频噪声信号的功率; 计算两者的信噪比 $k_{SNRi} = P_{si}/P_{ni}$, 当信噪比小于阈值 \hat{k}_{SRN} 时, 其中 \hat{k}_{SRN} 大于2, 说明此处理段信噪比过小, 噪声所占比重过大, 即信噪比检测不合格;

[0013] S7、根据参数包络差、方差值、信号在1~5Hz之间的功率和信噪比的合格情况对心电波形进行质量等级划分, 心电波形的质量分成4个等级, 分别用0~3表示质量等级系数。

[0014] 其中, 所述步骤S7中质量等级系数0表示心电波形良好, 质量等级系数1表示心电波形较差, 质量等级系数2表示心电波形差, 质量等级系数3表示心电波形存在严重噪声。即从波形质量的程度“0”表示良好, “1”表示较差, “2”表示差, “3”表示严重噪声。

[0015] 优选的, 所述步骤S7中心电波形的质量等级划分方法为: 当信噪比参数不合格时, 该处理段心电波形的质量等级系数直接评定为3, 即波形存在严重噪声; 在信噪比参数合格的前提下, 根据包络差、方差值、信号在1~5Hz之间的功率的合格情况来评定心电波形质量, 当三个参数全部合格时, 该处理段心电波形质量等级系数评定为0, 即波形良好; 当三个参数中有两个或一个合格时, 心电波形质量等级系数评定为1, 即波形较差; 当三个参数全部不合格时, 心电波形质量等级系数评定为2, 即波形差。

[0016] 本发明一种基于权利要求1所述的心电信号质量辨识方法的心电分析方法, 包括如下步骤:

[0017] S11、获取N秒的待分析的心电波形, N为8~120间的任意一个值;

[0018] S12、依据心电信号质量辨识方法对待分析的心电波形进行质量评估, 得到N秒的心电波形质量等级, 其中心电波形质量评估以1s为单位, 共得到N个数据分别代表第1秒到第N秒的质量等级系数;

[0019] S13、当心电信号质量等级系数为3且持续时间大于0.3N秒时, 提示“信号质量噪声过大, 无法分析”返回至步骤A重新获取待分析的心电波形; 否则进行心电参数的计算和异常结果判断;

[0020] S14、当心电信号质量等级系数为1或2且持续时间大于0.3N秒时, 提示“信号质量较差”并输出计算得到的心电参数和心电图异常结果; 否则认为心电波形质量较好, 直接输出计算得到的心电参数和心电图异常结果。

[0021] 优选的, 所述步骤S13中心电参数的计算和异常结果判断的步骤为:

[0022] S1301、根据心电波形提取心电特征, 心电特征包括P、Q、R、S、T波的起止时间点及其幅度参数, 构成了一次心跳;

[0023] S1302、取心电波形质量等级系数小于3的心电特征用于计算心电参数RR间期和心率,用心电波形质量等级为0的心电特征计算心电参数PR间期、QRS宽度、QT间期、ST段高度、P波平均电轴、QRS平均电轴、T波平均电轴、Q波宽度和R波高度;

[0024] S1303、利用心电特征和上述心电参数进行心电异常判断得出心电图异常结果。

[0025] 有益效果:与现有技术相比,本发明具有以下显著优点:首先本发明利用心电波形幅值数据计算心电波形的包络差、方差值、信号在1~5Hz之间的功率和信噪比四个参数,分析四个参数值是否合格,根据参数包络差、方差值、信号在1~5Hz之间的功率和信噪比的合格情况对心电波形进行质量等级划分,为心电信号自动分析筛选合格的心电数据,确保待检测心电信号的可用性;其次本发明利用心电信号质量辨识方法对待分析的心电波形进行质量评估,对心电波形质量等级好的心电特征进行心电参数的计算和异常结果判断,对于心电波形质量等级差的心电信号发出提示,提高心电信号分析的可信度以及准确度。

附图说明

[0026] 图1为本发明中心电信号质量辨识方法的流程框图;

[0027] 图2为本发明中心电波形中各波的示意图;

[0028] 图3为本发明中心电分析方法的流程框图;

[0029] 图4为本发明实施例中的实验结果示意图一;

[0030] 图5为本发明实施例中的实验结果示意图二。

具体实施方式

[0031] 下面结合附图对本发明的技术方案作进一步说明。

[0032] 本发明一种心电信号质量辨识方法,包括如下步骤:

[0033] S1、获取采样率为 f_s 的原始的心电波形幅值数据,并将心电波形幅值数据分成以N秒为时间单位的处理段X,N为8~120间的任意一个值;

[0034] S2、在处理段X内,将心电信号以1秒为单位进行片段分割,分割段为 x_i ,其中 $i=1\cdots N$, x_i 的数据长度为 $M=1\times f_s=f_s$;

[0035] S3、以处理段X为单位,取出每一心电波形片段 x_i 的幅值最大值 m_{\max} 和最小值 m_{\min} 构成包络点,通过比较各个包络点得到分割段 x_i 的包络差 $e_i=m_{\max}-m_{\min}$,再求取处理段X内波形包络差的平均值 $\bar{e}=\frac{1}{N}\sum_{i=1}^N e_i$,乘以比例系数 k_1 ,其中 $2>k_1>1$,再与每分割段的包络差 e_i 作比较;当 $e_i > k_1 \times \bar{e}$ 时,说明此分隔段的包络有突变,即为包络检测不合格;

[0036] S4、在处理段X内,获取每一分割段 x_i 的幅值方差值 $E_i=\sum_{m=1}^M(x_i(m)-\bar{x}_i)^2$,其中 $\bar{x}_i=\frac{1}{M}\sum_{m=1}^M x_i(m)$, m 为 x_i 中数据的序号;再求取处理段X内波形片段幅值方差值 E_i 的平均值 \bar{E}_i ,乘以比例系数 k_2 ,其中 $2>k_2>1$,再与各分割段 x_i 的幅值方差值 E_i 作比较,当 $E_i>k_2 \times \bar{E}_i$ 时,说明此分割段的方差有突变,即为方差检测不合格;

[0037] S5、在处理段X内,利用快速傅里叶变换,将心电片段信号 x_i 的时域信号转化为频域信号,即为功率谱信号;对1~5Hz的幅值进行积分得到功率 $P_i=\sum_{j\in 1\sim 5\text{Hz}}|f_i(j)|=\sum_{j\in 1\sim 5\text{Hz}}\sqrt{\text{Re}(f_i(j))^2+\text{Im}(f_i(j))^2}$,其中Re代表求复数的实部,Im代表求复数的虚部,j指某

一频段的范围, $f_i(j)$ 即为功率谱信号; 求取处理段X内波形的平均功率值 \bar{p} , 乘以比例系数 k_3 , 其中 $2 > k_3 > 1$, 再与各分割段 x_i 的功率 P_i 作比较; 当 $P_i > k_3 \times \bar{p}$ 时, 说明此处理段的1~5Hz功率有突变, 即为功率谱检测不合格;

[0038] S6、在处理段X内, 得到步骤S5中的心电片段信号 x_i 的功率谱信号后, 对5~40Hz的幅值进行积分得到功率 $P_{si} = \sum_{j \in 5 \sim 40\text{Hz}} |f_i(j)| = \sum_{j \in 5 \sim 40\text{Hz}} \sqrt{\text{Re}(f_i(j))^2 + \text{Im}(f_i(j))^2}$, 其中Re代表求复数的实部, Im代表求复数的虚部, P_{si} 代表心电信号的功率; 再对40~100Hz的幅值进行积分得到功率 $P_{ni} = \sum_{j \in 40 \sim 100\text{Hz}} |f_i(j)| = \sum_{j \in 40 \sim 100\text{Hz}} \sqrt{\text{Re}(f_i(j))^2 + \text{Im}(f_i(j))^2}$ 其中Re代表求复数的实部, Im代表求复数的虚部, P_{ni} 代表高频噪声信号的功率; 计算两者的信噪比 $k_{SNri} = P_{si}/P_{ni}$, 当信噪比小于阈值 \hat{k}_{SRN} 时, 其中 \hat{k}_{SRN} 大于2, 说明此处理段信噪比过小, 噪声所占比重过大, 即信噪比检测不合格;

[0039] S7、根据参数包络差、方差值、信号在1~5Hz之间的功率和信噪比的合格情况对心电波形进行质量等级划分, 心电波形的质量分成4个等级, 分别用0~3表示质量等级系数; 其中心电波形的质量等级划分方法为: 当信噪比参数不合格时, 该处理段心电波形的质量等级系数直接评定为3, 即波形存在严重噪声; 在信噪比参数合格的前提下, 根据包络差、方差值、信号在1~5Hz之间的功率的合格情况来评定心电波形质量, 当三个参数全部合格时, 该处理段心电波形质量等级系数评定为0, 即波形良好; 当三个参数中有两个或一个合格时, 心电波形质量等级系数评定为1, 即波形较差; 当三个参数全部不合格时, 心电波形质量等级系数评定为2, 即波形差; 质量等级系数0表示心电波形良好, 质量等级系数1表示心电波形较差, 质量等级系数2表示心电波形差, 质量等级系数3表示心电波形存在严重噪声。即从波形质量的程度“0”表示良好, “1”表示较差, “2”表示差, “3”表示严重噪声。

[0040] 本发明一种基于权利要求1所述的心电信号质量辨识方法的心电分析方法, 包括如下步骤:

[0041] S11、获取N秒的待分析的心电波形, N为8~120间的任意一个值;

[0042] S12、依据心电信号质量辨识方法对待分析的心电波形进行质量评估, 得到N秒的心电波形质量等级, 其中心电波形质量评估以1s为单位, 共得到N个数据分别代表第1秒到第N秒的质量等级系数;

[0043] S13、当心电信号质量等级系数为3且持续时间大于0.3N秒时, 提示“信号质量噪声过大, 无法分析”返回至步骤A重新获取待分析的心电波形; 否则进行心电参数的计算和异常结果判断; 其中心电参数的计算和异常结果判断的步骤为:

[0044] S1301、根据心电波形提取心电特征, 心电特征包括P、Q、R、S、T波的起止时间点及其幅度参数, 构成了一次心跳;

[0045] S1302、取心电波形质量等级系数小于3的心电特征用于计算心电参数RR间期和心率, 用心电波形质量等级为0的心电特征计算心电参数PR间期、QRS宽度、QT间期、ST段高度、P波平均电轴、QRS平均电轴、T波平均电轴、Q波宽度和R波高度;

[0046] S1303、利用心电特征和上述心电参数进行心电异常判断得出心电图异常结果。

[0047] S14、当心电信号质量等级系数为1或2且持续时间大于0.3N秒时, 提示“信号质量较差”并输出计算得到的心电参数和心电图异常结果; 否则认为心电波形质量较好, 直接输出计算得到的心电参数和心电图异常结果。

[0048] 实施例

[0049] 如图1所示,本发明一种心电信号质量辨识方法,包括如下步骤:

[0050] S1、获取采样率为 f_s 的原始的心电波形幅值数据,并将心电波形幅值数据分成以10秒为时间单位的处理段 X ;

[0051] S2、在处理段 X 内,将心电信号以1秒为单位进行片段分割,分割段为 x_i ,其中 $i = 1 \cdots 10$, x_i 的数据长度为 $M = 1 \times f_s = f_s$;

[0052] S3、以处理段 X 为单位,取出每一心电波形片段 x_i 的幅值最大值 m_{\max} 和最小值 m_{\min} 构成包络点,通过比较各个包络点得到分割段 x_i 的包络差 $e_i = m_{\max} - m_{\min}$,再求取处理段 X 内波形包络差的平均值 $\bar{e} = \frac{1}{10} \sum_{i=1}^{10} e_i$,乘以比例系数 k_1 ,其中 $2 > k_1 > 1$,再与每分割段的包络差 e_i 作比较;当 $e_i > k_1 \times \bar{e}$ 时,说明此分隔段的包络有突变,即为包络检测不合格;

[0053] S4、在处理段 X 内,获取每一分割段 x_i 的幅值方差值 $E_i = \sum_{m=1}^M (x_i(m) - \bar{x}_i)^2$,其中 $\bar{x}_i = \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M x_i(m)$, m 为 x_i 中数据的序号;再求取处理段 X 内波形片段幅值方差值 E_i 的平均值 \bar{E}_i ,乘以比例系数 k_2 ,其中 $2 > k_2 > 1$,再与各分割段 x_i 的幅值方差值 E_i 作比较,当 $E_i > k_2 \times \bar{E}_i$ 时,说明此分割段的方差有突变,即为方差检测不合格;

[0054] S5、在处理段 X 内,利用快速傅里叶变换,将心电片段信号 x_i 的时域信号转化为频域信号,即为功率谱信号;对1~5Hz的幅值进行积分得到功率 $P_i = \sum_{j \in 1 \sim 5\text{Hz}} |f_i(j)| = \sum_{j \in 1 \sim 5\text{Hz}} \sqrt{\text{Re}(f_i(j))^2 + \text{Im}(f_i(j))^2}$,其中 Re 代表求复数的实部, Im 代表求复数的虚部, j 指某一频段的范围, $f_i(j)$ 即为功率谱信号;求取处理段 X 内波形的平均功率值 \bar{P} ,乘以比例系数 k_3 ,其中 $2 > k_3 > 1$,再与各分割段 x_i 的功率 P_i 作比较;当 $P_i > k_3 \times \bar{P}$ 时,说明此处理段的1~5Hz功率有突变,即为功率谱检测不合格;

[0055] S6、在处理段 X 内,得到步骤S5中的心电片段信号 x_i 的功率谱信号后,对5~40Hz的幅值进行积分得到功率 $P_{si} = \sum_{j \in 5 \sim 40\text{Hz}} |f_i(j)| = \sum_{j \in 5 \sim 40\text{Hz}} \sqrt{\text{Re}(f_i(j))^2 + \text{Im}(f_i(j))^2}$,其中 Re 代表求复数的实部, Im 代表求复数的虚部, P_{si} 代表心电信号的功率;再对40~100Hz的幅值进行积分得到功率 $P_{ni} = \sum_{j \in 40 \sim 100\text{Hz}} |f_i(j)| = \sum_{j \in 40 \sim 100\text{Hz}} \sqrt{\text{Re}(f_i(j))^2 + \text{Im}(f_i(j))^2}$ 其中 Re 代表求复数的实部, Im 代表求复数的虚部, P_{ni} 代表高频噪声信号的功率;计算两者的信噪比 $k_{\text{SNR}i} = P_{si} / P_{ni}$,当信噪比小于阈值 \hat{k}_{SNR} 时,其中 \hat{k}_{SNR} 大于2,说明此处理段信噪比过小,噪声所占比重过大,即信噪比检测不合格;

[0056] S7、根据参数包络差、方差值、信号在1~5Hz之间的功率和信噪比的合格情况对心电波形进行质量等级划分,心电波形的质量分成4个等级,分别用0~3表示质量等级系数;其中心电波形的质量等级划分方法为:当信噪比参数不合格时,该处理段心电波形的质量等级系数直接评定为3,即波形存在严重噪声;在信噪比参数合格的前提下,根据包络差、方差值、信号在1~5Hz之间的功率的合格情况来评定心电波形质量,当三个参数全部合格时,该处理段心电波形质量等级系数评定为0,即波形良好;当三个参数中有两个或一个合格时,心电波形质量等级系数评定为1,即波形较差;当三个参数全部不合格时,心电波形质量等级系数评定为2,即波形差;质量等级系数0表示心电波形良好,质量等级系数1表示心电波形较差,质量等级系数2表示心电波形差,质量等级系数3表示心电波形存在严重噪声。即

从波形质量的程度“0”表示良好，“1”表示较差，“2”表示差，“3”表示严重噪声。

[0057] 如图2所示,本发明中所提及的心电波形P波为心房激动波,也称为心房的除极波;QRS波群为心室激动的综合波群,也称为心室的除极波,其第一个向下的波为Q波、任何向上的波都叫R波、在R波以后的任何向下的波都叫S波;T波称为心室的复极波,而心房的复极波很小,且埋于心室的除极波中,不易辨认,未给予专门命名。

[0058] 如图3所示,本发明一种心电信号质量辨识方法的心电分析方法,包括如下步骤:

[0059] S11、获取10秒的待分析的心电波形;

[0060] S12、依据心电信号质量辨识方法对待分析的心电波形进行质量评估,得到10秒的心电波形质量等级,其中心电波形质量评估以1s为单位,共得到10个数据分别代表第1秒到第10秒的质量等级系数;

[0061] S13、当心电信号质量等级系数为3且持续时间大于3秒时,提示“信号质量噪声过大,无法分析”返回至步骤A重新获取待分析的心电波形;否则进行心电参数的计算和异常结果判断;其中心电参数的计算和异常结果判断的步骤为:

[0062] S1301、根据心电波形提取心电特征,心电特征包括P、Q、R、S、T波的起止时间点及其幅度参数,构成了一次心跳;

[0063] S1302、取心电波形质量等级系数小于3的心电特征用于计算心电参数RR间期和心率,用心电波形质量等级为0的心电特征计算心电参数PR间期、QRS宽度、QT间期、ST段高度、P波平均电轴、QRS平均电轴、T波平均电轴、Q波宽度和R波高度;

[0064] S1303、利用心电特征和上述心电参数进行心电异常判断得出心电图异常结果。

[0065] S14、当心电信号质量等级系数为1或2且持续时间大于3秒时,提示“信号质量较差”并输出计算得到的心电参数和心电图异常结果;否则认为心电波形质量较好,直接输出计算得到的心电参数和心电图异常结果。

[0066] 如图4和图5所示,本发明以10为时间单位进行心电分析的实验数据图和结果,图中方波表示质量辨识结果的标识,标识方波中:0表示波形质量好和良好;1、2表示波形质量较差和差;3表示波形质量严重差。

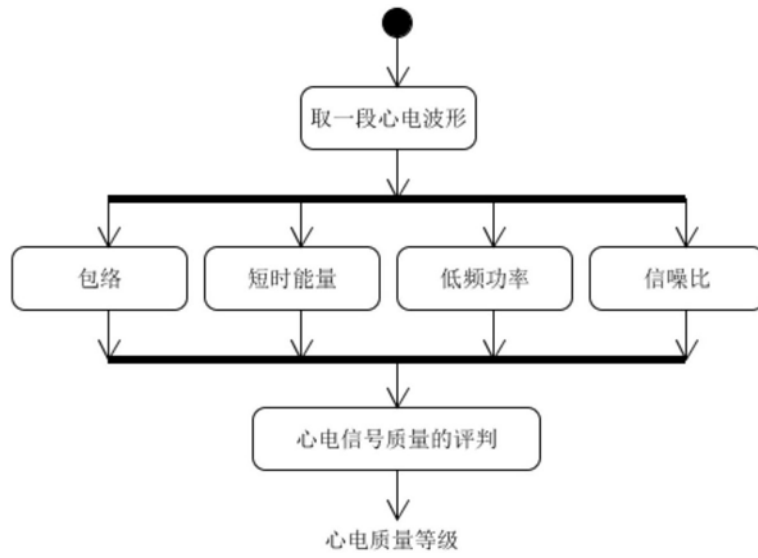


图1

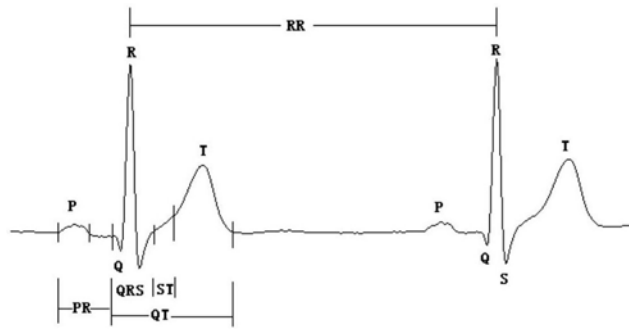


图2

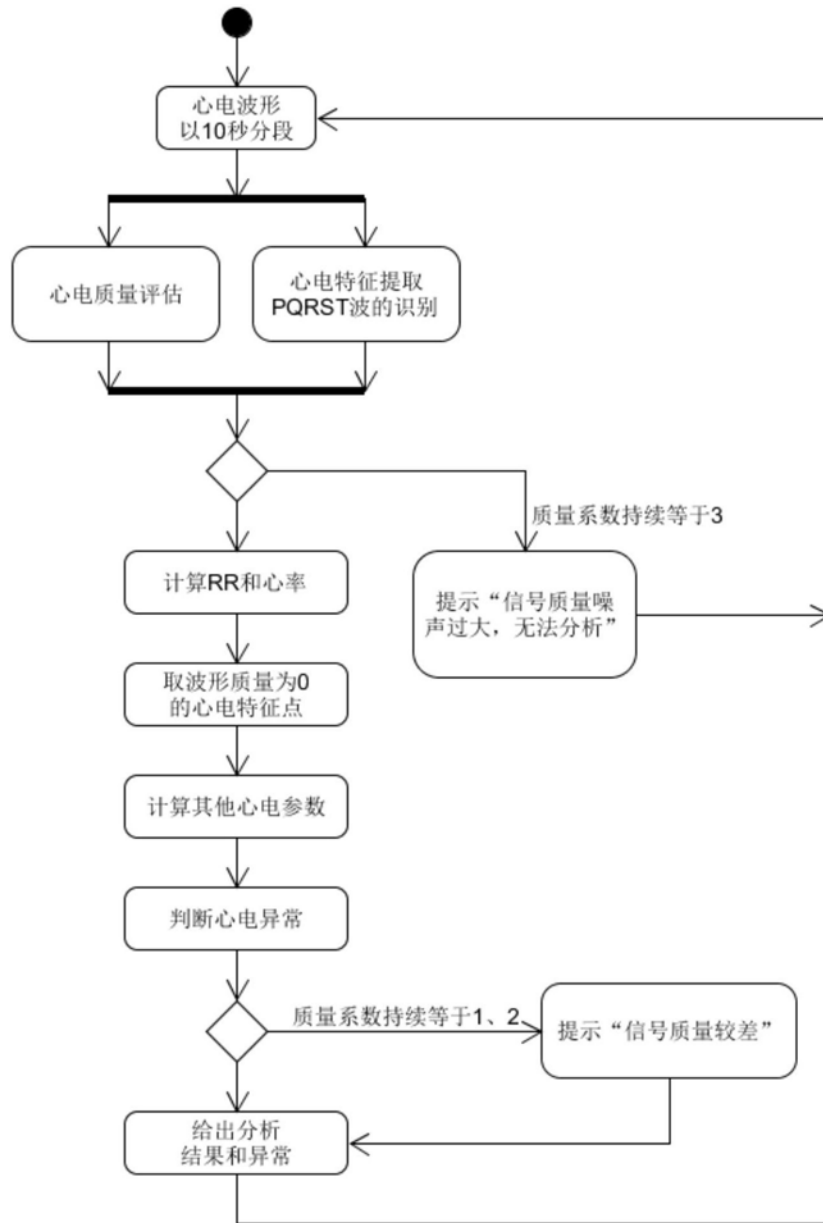


图3

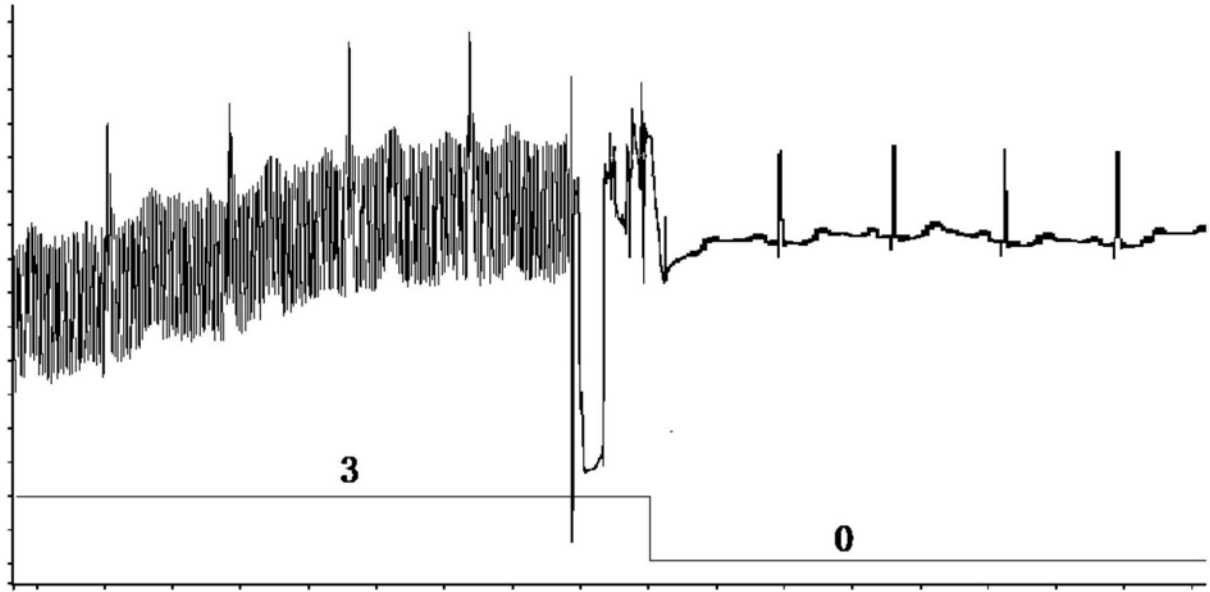


图4

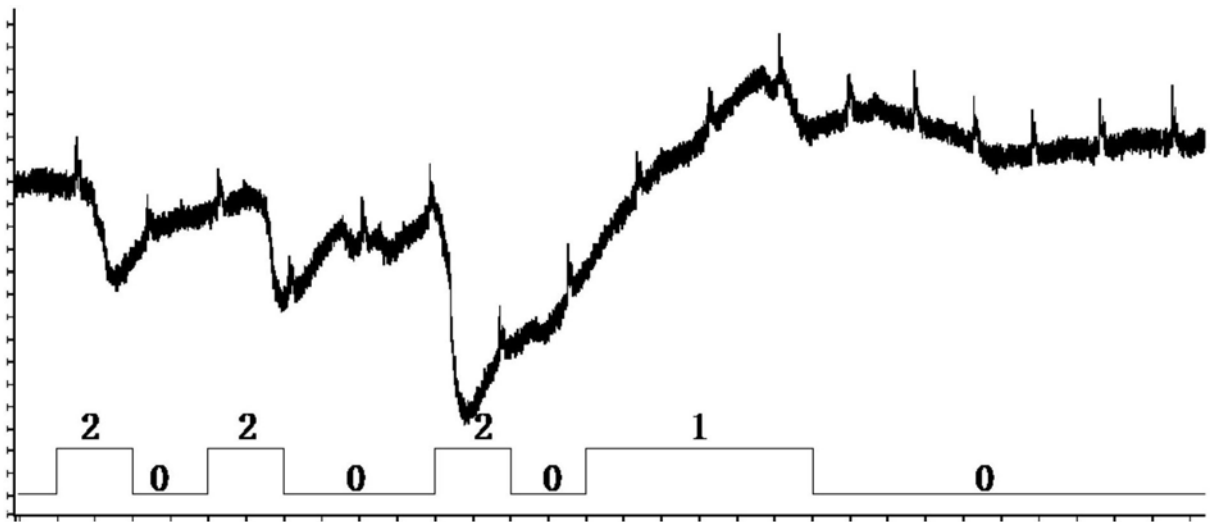


图5

专利名称(译)	一种心电信号质量辨识方法及其心电分析方法		
公开(公告)号	CN108523877A	公开(公告)日	2018-09-14
申请号	CN201810244631.6	申请日	2018-03-23
[标]申请(专利权)人(译)	南京中医药大学 江苏华康信息技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	南京中医药大学 江苏华康信息技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	南京中医药大学 江苏华康信息技术有限公司		
[标]发明人	姜晓东		
发明人	周作建 宁新宝 姜晓东 刘果		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0402 A61B5/04012 A61B5/7235 A61B5/7257		
代理人(译)	张婧		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种心电信号质量辨识方法，包括如下步骤：S1、获取原始的心电波形幅值数据；S2、将心电信号以1秒为单位进行片段分割；S3、取出每一片段的幅值最大值和最小值构成包络点，比较各个包络点得到包络差；S4、获取每一分割段的幅值方差值；S5、利用快速傅里叶变换，将心电片段信号的时域信号转化为频域信号，即为功率谱信号；对1~5Hz的幅值进行积分得到功率；S6、得到步骤S5中的心电片段信号的功率谱信号后，分别对5~40Hz的幅值和40~100Hz的幅值进行积分得到相应功率，计算两者的信噪比；S6、根据参数包络差、方差值、信号在1~5Hz之间的功率和信噪比的合格情况对心电波形进行质量等级划分。

