

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2015 年 3 月 19 日 (19.03.2015)



(10) 国际公布号
WO 2015/035764 A1

- (51) 国际专利分类号:
G06F 19/00 (2011.01)
- (21) 国际申请号: PCT/CN2014/074131
- (22) 国际申请日: 2014 年 3 月 26 日 (26.03.2014)
- (25) 申请语言: 中文
- (26) 公布语言: 中文
- (30) 优先权:
201310419867.6 2013 年 9 月 13 日 (13.09.2013) CN
- (71) 申请人: 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司 (SHENZHEN MINDRAY BIO-MEDICAL ELECTRONICS CO., LTD) [CN/CN]; 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。
- (72) 发明人: 孙泽辉 (SUN, Zehui); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。喻娇 (YU, Jiao); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。苏健伟 (SU, Jianwei); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。杨景明 (YANG, Jingming); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。谢超成 (XIE, Chaocheng); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业

业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。叶文宇 (YE, Wenyu); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。岑建 (CEN, Jian); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。

(74) 代理人: 广州华进联合专利商标代理有限公司 (ADVANCE CHINA IP LAW OFFICE); 中国广东省广州市天河区花城大道 85 号 3901 房, Guangdong 510623 (CN)。

(81) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。

(84) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO,

[见续页]

(54) Title: PHYSIOLOGICAL PARAMETER PROCESSING METHOD AND SYSTEM, AND MONITORING DEVICE

(54) 发明名称: 生理参数处理方法、系统及监护设备

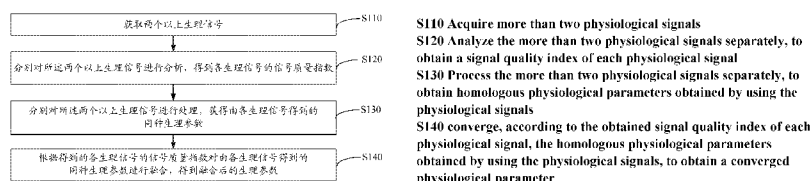


图 1 /FIG. 1

(57) Abstract: A physiological parameter processing method comprises the following steps: acquiring more than two physiological signals; analyzing the more than two physiological signals separately, to obtain a signal quality index of each physiological signal; processing the more than two physiological signals separately, to obtain homologous physiological parameters obtained by using the physiological signals; and converging, according to the obtained signal quality index of each physiological signal, the homologous physiological parameters obtained by using the physiological signals, to obtain a converged physiological parameter. In the foregoing physiological parameter processing method, more than two physiological signals and signal quality indexes thereof are acquired, and homologous physiological parameters obtained by using the physiological signals are converged according to the signal quality indexes, thereby overcoming a defect caused by acquiring a parameter only based on a single physiological signal; and when the single physiological signal is interfered, physiological parameters of other physiological signals can be used to make improvements.

(57) 摘要: 一种生理参数处理方法, 包括如下步骤: 获取两个以上生理信号; 分别对所述两个以上生理信号进行分析, 得到各生理信号的信号质量指数; 分别对所述两个以上生理信号进行处理, 获得由各生理信号得到的同种生理参数; 及根据得到的各生理信号的信号质量指数对由各生理信号得到的同种生理参数进行融合, 得到融合后的该生理参数。上述生理参数处理方法, 通过获取两个以上生理信号及各自的信号质量指数, 根据信号质量指数对由各生理参数得到同种生理参数进行融合, 从而避免仅基于单个生理信号获得的参数带来的弊端, 在该单个生理信号受到干扰时, 可以利用其他生理信号的生理参数来完善。



WO 2015/035764 A1

WO 2015/035764 A1



RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, **本国际公布:**

CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, — 包括国际检索报告(条约第 21 条(3))。
TG)。

说明书

发明名称：生理参数处理方法、系统及监护设备

技术领域

本发明涉及医疗设备，特别是涉及一种生理参数处理方法、系统及监护设备。

背景技术

对人体生命体征信号进行处理获得生理参数具有广泛的用途。然而，这些生命体征信号经常受到诸如噪声、伪迹等的干扰造成生理参数出现错误。以监护设备为例，心律失常的错误估计会导致相关的误报警，这些误报警降低了病人和医护人员对仪器的满意度，更为严重的是医护人员对监护设备报警的信任度降低，从而可能忽略真正的危急情况，大大削弱了监护效果。

发明内容

基于此，有必要针对信号受扰导致的误报警问题，提供一种生理参数处理方法、系统及监护设备。

一种生理参数处理方法，包括如下步骤：

获取两个以上生理信号；

分别对所述两个以上生理信号进行分析，得到各生理信号的信号质量指数；

分别对所述两个以上生理信号进行处理，获得由各生理信号得到的同种生理参数；及

根据所述各生理信号的信号质量指数对所述由各生理信号得到的同种生理参数进行融合，得到融合后的生理参数。

一种生理参数处理系统，包括：

接收模块，获取两个以上生理信号；

信号质量指数模块，分别对所述两个以上生理信号进行分析，得到各生理信号的信号质量指数；

获取模块，分别对所述两个以上生理信号进行处理，获得由各生理信号得到

的同种生理参数；及

融合模块，根据得到的各生理信号的信号质量指数对由各生理信号得到的同种生理参数进行融合，得到融合后的生理参数。

此外，还提出了一种包含上述生理参数处理系统的监护设备。

在上述生理参数处理方法、系统及监护设备中，通过获取两个以上生理信号及各自的信号质量指数，根据信号质量指数对两个以上同种生理参数进行融合，从而避免仅基于单个生理信号获得的参数带来的弊端，在该单个生理信号受到干扰时，可以利用其他生理信号的生理参数来完善。

附图说明

为了更清楚地说明本发明实施方式，下面将对实施方式中所需要使用的附图作简单地介绍，显而易见地，下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施方式，对于本领域普通技术人员来讲，在不付出创造性劳动的前提下，还可以根据这些附图获得其他的附图。

图 1 为生理参数处理方法流程图；

图 2 为一实施方式中对生理信号进行分析获得信号质量指数的流程图；

图 3 为另一实施方式中对生理信号进行分析获得信号质量指数的流程图；

图 4 为修正综合信号质量指数的流程图；

图 5 为融合过程中获得权重的示意图；

图 6 为生理参数处理系统示意图；

图 7 为一实施方式的信号质量指数模块的示意图；

图 8 为另一实施方式的信号质量指数模块的示意图；及

图 9 为融合模块的示意图。

具体实施方式

以下说明提供了用于完全理解各个实施方式以及用于本领域的技术人员实施的特定细节。然而，本领域的技术人员应该理解，无需这样的细节亦可实践本发明。在一些实例中，为了避免不必要地混淆对实施方式的描述，没有详细示出

或描述公知的结构和功能。除非上下文清楚地要求，否则，贯穿本说明书和权利要求，用语“包括”、“包含”等应以包含性的意义来解释而不是排他性或穷尽性的意义，即，其含义为“包括，但不限于”。在本详细描述部分中，使用单数或复数的用语也分别包括复数或单数。

传统的生理参数处理策略都基于单个生理信号进行研究和改进，用于提高单个生理信号噪声情况下信号的生理参数估计，例如经典滤波、机器自学习、卡尔曼滤波、变换域分析等，但这些技术都未能很好的解决噪声影响的问题，且有些算法计算复杂，需要占用大量的资源而难以工程实现。同时，也有从多个生理数据源中选择合理的生理数据的方法，但也未能很好的解决噪声带来的误报警或漏报警问题，适用范围较小。

如图 1 所示，一实施方式的生理参数处理方法，包括如下步骤：

步骤 S110，获取两个以上生理信号。生理信号可以是心电信号（ECG 信号）、有创血压信号（IBP 信号）、血氧信号（SPO2 信号）等。两个以上生理信号指的是包括两个和超过两个的情况，比如生理信号的数量可以是两个、三个、四个等。获取到的生理信号可以为传感器采集到的原始信号或者经过滤波或者其它处理后的信号。

步骤 S120，分别对所述两个以上生理信号进行分析，得到各生理信号的信号质量指数（SQI, Signal Quality Index）。SQI 是表现信号质量好坏的评价，可以采用多种方式计算获得，例如单项的计算或是综合的计算等，还可以根据一些预先的判断进行修正。信号质量指数的获得方式将在下文详细描述。

步骤 S130，分别对所述两个以上生理信号进行处理，获得，由各生理信号得到的同种生理参数。例如进行 IBP 算法分析、SPO2 算法分析、ECG 算法分析，得到相应的生理参数，例如 IBP 信号生理参数（舒张压、收缩压、平均压、脉率）、SPO2 信号生理参数（脉率、血氧饱和度）、ECG 生理参数（心率、心律失常）等，在这些生理参数中，例如同种生理参数有：ECG 的心率值（HR）、IBP 的脉率值（ PR_{ibp} ）、SPO2 的脉率值（ PR_{spo2} ），这些同种生理参数反映了相同的生理状态，只是信号源不同。

步骤 S140，根据得到的各生理信号的信号质量指数对由各生理信号得到的同

种生理参数进行融合，得到融合后的生理参数。融合可以用加权平均的方法对所述两个以上同种的生理参数进行融合，由各生理信号的信号质量指数确定由各对应生理信号得到的生理参数的权重，信号质量指数反映信号质量好的生理信号的生理参数的权重大于信号质量指数反映信号质量差的生理信号的生理参数的权重；融合也可以用其他统计的方法、卡尔曼滤波的方法对所述两个以上同种生理参数进行融合。

上述生理参数处理方法，通过获取两个以上生理信号及各自的信号质量指数，根据信号质量指数对两个以上同种生理参数进行融合，从而避免仅基于单个生理信号获得的参数带来的弊端，在该单个生理信号受到干扰时，可以利用其他生理信号的生理参数来完善。

需要说明的是，上述生理参数处理方法，并非以获得诊断结果或健康状况为直接目的所提出的技术方案，通过该方法也不能对生理信号进行处理直接获得诊断结果，而是获取已经处理得到的生理参数后根据质量指数进行融合，避免错误报警。也就是说，上述生理参数处理方法，是对已有的生理参数进行调整，所得到的结果也可以是不反映诊断结果或健康状况的中间参数，因此，上述生理参数处理方法不属于疾病的诊断和治疗方法。

如图 2 所示，步骤 S120 中，分别对所述生理信号进行分析，得到各生理信号的信号质量指数的步骤可以具体包括如下步骤：

步骤 S210，分别获得表征信号特征或状态的各生理信号的子信号质量指数。以生理信号为心电信号为例，子 SQI 可以是 kSQI、bSQI、sSQI、hSQI、bslSQI 中的一种或多种。kSQI 表征室颤类型：其越大那么越有可能是无噪声的 QRS 波，一般为 7；sSQI 表征有效信号占有所有信号的比例：其越大那么越有可能是无噪声的 QRS 波，一般为 0.6；bslSQI 表征基漂大小：其越大表明基漂噪声越小，那么其对算法影响越小，那么根据其可能对算法的影响程度分为两级，当然也可以分为多级，跟具体的算法相关；hSQI 表征高频噪声大小：其越大表明高频噪声越小，那么其对算法影响越小，可根据其可能对算法的影响程度分为四级，当然也可以分为多级，跟具体算法相关；bSQI 表征综合噪声大小：其越小表明噪声越

小,那么对算法影响越小,可以根据其对算法的影响程度分级,跟具体算法相关。
其中:

kSQI 能有效表征室颤类型的特征,其定义如下:

$$kSQI = \frac{E\{(x - \mu_x)^4\}}{\sigma^4};$$

其中, x 为需要计算的离散信号或连续信号, μ_x 和 σ 分别为离散信号 x 或连续信号 x 的均值和标准差, E 为数学里的期望运算符号。

bSQI 表征噪声大小,为逐博波动匹配信号质量指数,其定义如下:

$$bSQI = \frac{N_{matched}(k, w)}{N_{all}(k, w)} * 100;$$

其中, k 为当前分析的 QRS 波, w 为滑动分析窗口(宽度可取 10s),以当前 QRS 波(k)为中心,左右各取 1/2 窗宽, $N_{matched}$ 为在 w 中两种不同的 QRS 波检测算法(任意两种 QRS 波检测算法都可以,例如 DF 算法和 LT 算法)检出的 QRS 波匹配数目, N_{all} 为在 w 中两种算法各自检测出的 QRS 波的数目并集总和,即 $N_{all} = N_1 + N_2 - N_{matched}$, N_1 为在 w 中 QRS 波检测算法 1 检测出的 QRS 波数目, N_2 为在 w 中 QRS 波检测算法 2 检测出的 QRS 波数目。QRS 波匹配是根据美国国家标准医疗器械促进协会(AAMI)的推荐标准,当两种算法对同一 QRS 波位置标注在 150ms 之内时,认为是同一个 QRS 波。bSQI 的意义在于,当信号质量好时,使用的两种算法都可以正确标注 QRS 波, bSQI 值高;当干扰发生时,干扰的存在使 DF 和 LT 算法产生了不同的误判, bSQI 值低。也就是说该 bSQI 能表征噪声的好坏。bSQI 的计算同样可应用于 IBP 和 SPO2,但其匹配的时间窗应根据各自的标准来设定,例如上述 ECG 为 150ms, IBP 和 SPO2 可为 200ms。

sSQI 表征有效信号占有所有信号的比例,表示 QRS 波的功率谱密度值占总的功率谱密度的值比例,如下式所示:

$$sSQI = 100 * \frac{\int_{f=thd1}^{f=thd2} PSD(k, w) df}{\int_{f=thd1}^{f=thd3} PSD(k, w) df}$$

其中以心电信号为例, QRS 波主要的能量集中在以 10Hz 为中心的、宽度约为 10Hz 的频带内,总的能量上限一般在 50Hz 左右,所以公式中的 thd1 可以选

为 5Hz, thd2 可以选为 14Hz, thd3 可以选为 50Hz。根据对心电信号的谱分析, QRS 波的能量主要集中在约以 10Hz 为中心的、宽度约为 10Hz 的频带内, 该功率谱密度(PSD)值占总 PSD 值的比例可以作为判断心电信号质量的参考指标。sSQI 的计算可应用于 IBP 和 SPO2, 但其计算的带宽应根据各自的标准来设定, 例如上述 ECG 为计算 5~14Hz 占 5~50Hz 的大小, IBP 可计算 0~10Hz 占 0~55Hz 的大小, SPO2 可计算 0.2~12Hz 占 0.2~60Hz 的大小。

hSQI 是表征高频噪声大小的指数, 其计算如下式所示:

$$hSQI = 10 * \min(QRS_i\_amplitude/hf\_noise_i);$$

式中 $QRS_i\_amplitude$ 是指当前检测到的 QRS 波幅度大小; hf_noise_i 是 QRS 波之前 0.28s~0.05s 的 sum 的平均值, 而 $sum(i)=|hf(i)|+|hf(i-1)|+...+|hf(i-5)|$, hf 是将 ECG 信号经过如下的一个高通滤波器: $hf(i)=\chi(i)-\chi(i-1)+\chi(i-2)$ 得到的值, 其中 χ 就是原始的心电波形或经过处理后的心电波形数据。

bslSQI 是表征基漂大小的指数, 其计算如下式所示:

$$bslSQI = 10 * \min(QRS_i\_amplitude/baseline_i\_amplitude)$$

其中, $QRS_i\_amplitude$ 是 QRS 波范围内 ($R-0.07s \sim R+0.08s$) 的最大最小值差; $baseline_i\_amplitude$ 是基线判断窗口期 ($R-1s \sim R+1s$) 的最大最小值差。

子 SQI 不限于上述的 5 种, 任何对当前信号分类或者表征其某种状态的参数都可以。举例如下: 表征能量的 SQI (时域/频域)、表征基漂的 SQI (时域/频域)、表征高频噪声的 SQI (时域/频域)、表征信号纯度的 SQI (时域/频域)、表征 QRS 波特征的 SQI (QRS 波能量比例、幅度比例等等)、表征不同算法检测结果差异/相同的 SQI 等。

步骤 S220, 通过对获得的各生理信号子信号质量指数进行计算, 得到各生理信号的综合信号质量指数, 将各生理信号的综合信号质量指数作为步骤 S120 中的信号质量指数。

按照噪声水平, 可以将信号的综合 SQI 值分为以下五类:

4 类: 噪声水平最高, 人眼分辨不出生理信号, 算法完全无法分析;

3 类: 噪声水平较高, 人眼较难能分辨出生理信号, 算法分析完全受影响;

2 类: 噪声水平一般, 人眼能较容易分辨出生理信号, 算法分析部分受影响;

1 类：噪声水平很低，有轻微的噪声，但对算法分析无任何影响；

0 类：信号质量最好，人眼几乎看不出噪声，算法分析完全不受影响。

综合 SQI 分类不限于上述的 5 类，可以是 4 类、6 类等，还可以是能表征或者区别当前信号的状态的参数，可以是对信号的分类的参数等等，或者是上述所述参数的组合或者采用一定数学方法计算得到的值。综合 SQI 也可以表示为信号质量好时数值大，比如 4 类；信号质量差时数值小，比如 0 类。

如果以心电信号进行 SQI 分类，可以按照如下标准进行分类，但也不限于这样的标准，可以是以其他任何表征不同程度噪声或不同类型噪声对算法产生不同影响的标准：

4 类：信号质量最差，人眼分辨不出 QRS 波，算法完全无法分析；

3 类：噪声水平较高，人眼基本能分辨出 QRS 波，但算法分析时既影响 QRS 波检测，也影响 QRS 波分类的噪声；

2 类：噪声水平一般，算法分析时影响 QRS 波分类，但不影响 QRS 波检测的噪声；

1 类：噪声水平很低，不影响 QRS 波检测，也不影响 QRS 波分类的轻微噪声；

0 类：信号质量最好，人眼几乎看不出噪声，对算法分析无任何影响。

基于以上 5 个子 SQI，通过如下判断（如果不满足某个判断条件，则进入下一个判断）可以得到评价生理信号（例如 ECG 信号，即心电信号）的综合 SQI（本例中简称为 ECGSQI），其中，阈值确定可按如下实例选择：

① kSQI 相关阈值：THD_K = 7；

② bSQI 相关阈值：THD_B = 80；

③ sSQI 相关阈值：THD_S = 60；

④ hSQI 相关阈值：THD_H1 = 400； THD_H2 = 300； THD_H3 = 200；

THD_H4 = 150；

⑤ bslSQI 相关阈值： THD_BSL1 = 40； THD_BSL2 = 20。

判断 1: $(kSQI > THD\_K) \&\& (sSQI > THD\_S \parallel hSQI > THD\_H1) \&\& bslSQI > THD\_BSL2$, 有 $ECGSQI = 1$;

判断 2: $(kSQI > THD\_K) \&\& (sSQI > THD\_S \parallel hSQI > THD\_H1) \&\& bslSQI \leq THD\_BSL2$, 有 $ECGSQI = 2$;

判断 3: $(bslSQI \leq THD\_BSL2) \&\& (hSQI \leq THD\_H3)$, 有 $ECGSQI = 2$;

判断 4: $(bslSQI \leq THD\_BSL2) \&\& (hSQI \leq THD\_H4)$, 有 $ECGSQI = 3$;

判断 5: $(THD\_BSL2 < bslSQI \leq THD\_BSL1) \&\& (hSQI > THD\_H2)$, 有 $ECGSQI = 1$;

判断 6: $(THD\_BSL2 < bslSQI \leq THD\_BSL1) \&\& (THD\_H3 < hSQI \leq THD\_H2)$, 有 $ECGSQI = 2$;

判断 7: $(THD\_BSL2 < bslSQI \leq THD\_BSL1) \&\& (hSQI \leq THD\_H3)$, 有 $ECGSQI = 3$;

判断 8: $(bslSQI > THD\_BSL2) \&\& (hSQI > THD\_H4)$, 有 $ECGSQI = 0$;

判断 9: $(bslSQI > THD\_BSL2) \&\& (hSQI \leq THD\_H4)$, 有 $ECGSQI = 1$;

判断 10: 如果 $bSQI > THD\_B$, 且 $ECGSQI \geq 3$, 有 $ECGSQI = 2$;

上述判断全不符合则 $ECGSQI = 0$ 。

容易理解, 综合 SQI 计算不限于上述方法, 核心是通过当前信号的一些状态或者特征来得到其对算法分析的影响。例如, 另一个实施方式的综合 SQI 计算方式如下: 当 $sSQI$ 、 $kSQI$ 、 $hSQI$ 、 $bslSQI$ 表明信号质量好时, 信任 $bSQI$ 结果, 根据 $bSQI$ 来确定综合 SQI; 当 $sSQI$ 低时, 由于异常谱分布干扰的存在, 会造成 $bSQI$ 失真, 通过 $kSQI$ 、 $hSQI$ 、 $bslSQI$ 取阈值的方式来得到综合 SQI; 当上述情况不满足且 $kSQI$ 指示信号质量低时, 通过 $bSQI$ 乘以调整因子 h 降低对信号质量的信任度。具体的计算过程及阈值设定如下:

其中, 阈值设定为:

$THD\_K = 7$

$THD\_B1 = 80$ 、 $THD\_B2 = 60$ 、 $THD\_B3 = 40$ 、 $THD\_B4 = 20$

$THD\_S = 60$

$THD\_H1 = 300$ 、 $THD\_H2 = 200$ 、 $THD\_H3 = 150$

THD_BSL1 = 50、THD_BSL2 = 30、THD_BSL3 = 15。

判断步骤如下：

判断 1：若满足 $(kSQI \geq THD\_K) \&\& (sSQI \geq THD\_S) \&\& (hSQI \geq THD\_H2) \&\& (bslSQI \geq THD\_BSL2)$ ，根据 bSQI 进行综合 SQI（本例中简称为 ECGSQI）分类，如下：

$$ECGSQI = \begin{cases} 4 & \text{if } bSQI < THD\_B4 \\ 3 & \text{if } THD\_B4 \leq bSQI < THD\_B3 \\ 2 & \text{if } THD\_B3 \leq bSQI < THD\_B2 \\ 1 & \text{if } THD\_B2 \leq bSQI < THD\_B1 \\ 0 & \text{if } THD\_B1 \leq bSQI \end{cases}$$

判断 2：若判断 1 不满足，则进行以下判断：若 $(sSQI < THD\_S)$ ，通过 kSQI、hSQI、bslSQI 取阈值的方式来得到综合 SQI

$$ECGSQI = \begin{cases} 4 & \text{if } (kSQI < THD\_K) \&\& (hSQI < THD\_H3) \&\& (bslSQI < THD\_BSL3) \\ 3 & \text{if } (kSQI < THD\_K) \&\& (THD\_H2 > hSQI \geq THD\_H3) \&\& (THD\_BSL2 > bslSQI \geq THD\_BSL3) \\ 2 & \text{if } (kSQI < THD\_K) \&\& (THD\_H1 > hSQI \geq THD\_H2) \&\& (THD\_BSL1 > bslSQI \geq THD\_BSL2) \\ 1 & \text{if } (kSQI \geq THD\_K) \&\& (hSQI \geq THD\_H1) \&\& (bslSQI \geq THD\_BSL1) \end{cases}$$

判断 3：若判断 2 不满足，则进行以下判断：若 $(kSQI < THD\_K)$ ，根据 bSQI 乘以调整因子 h 降低对信号质量的信任度，h 是根据实验调整的经验系数，本实施方式中 $h = 1.1$ 。

$$ECGSQI = \begin{cases} 4 & \text{if } bSQI < THD\_B4 * h \\ 3 & \text{if } THD\_B4 * h \leq bSQI < THD\_B3 * h \\ 2 & \text{if } THD\_B3 * h \leq bSQI < THD\_B2 * h \\ 1 & \text{if } THD\_B2 * h \leq bSQI < THD\_B1 * h \\ 0 & \text{if } THD\_B1 * h \leq bSQI \end{cases}$$

判断 4：若上述条件都不满足， $ECGSQI = 0$ 。

上面描述了 ECG 综合 SQI 的计算，对于 IPB 和 SPO2 的综合 SQI 的计算，所用到的子 SQI 可以是表征能量的 SQI（时域/频域），例如上述的 sSQI；表征基漂的 SQI（时域/频域），例如上述的 bslSQI；表征高频噪声的 SQI（时域/频域），例如上述的 hSQI；表征信号纯度的 SQI（时域/频域）；表征 QRS 波特征的 SQI（QRS 波能量比例、幅度比例等等）。IBP 和 SPO2 都可以计算得到综合 SQI，但

由于其生理信号与 ECG 的差异其计算的思路可以套用上面，但其具体计算参数可以根据需要调整。

在另一个实施方式中，如图 3 所示，对于 ECG 信号，步骤 S120 中分别对上述两个以上生理信号进行分析，得到各生理信号的信号质量指数的步骤可以具体包括如下步骤：

步骤 S310，分别获得表征信号特征或状态的各生理信号的子信号质量指数。本步骤可以与步骤 S210 相同，不再赘述。

步骤 S320，通过对获得的各生理信号的子信号质量指数进行计算，得到各生理信号的综合信号质量指数。本步骤可以与步骤 S220 中计算综合信号质量指数的方法相同，不再赘述。

步骤 S330，修正各生理信号的综合信号质量指数，并将修正后的综合信号质量指数作为该生理信号的信号质量指数。因为在某几类特殊信号情况下得到的综合 SQI 值并不准确，经过预先的判断，在这几类特殊信号情况发生时，综合 SQI 的策略需要进行修正处理，如图 4 所示，修正综合信号质量指数的方法包括如下步骤：

步骤 S410，判断其是否为噪声，若为噪声，则置综合 SQI 值为 4；若不为噪声，则到下一个判断。是否为噪声判断的一个例子如下：

相关阈值说明：

kSQI 相关阈值：THD_K = 7；

bSQI 相关阈值：THD_B = 50；

sSQI 相关阈值：THD_S = 50。

噪声水平的判断可以基于以下 2 点：噪声判断预定时间内（比如每秒钟）检出的起搏信号是否大于噪声判断预定值（比如大于 10 个）或者信号的高频噪声是否大于噪声判断阈值。高频噪声是否太大可由前面计算出的子 SQI 进行判断，也可以由一些经典的滤波方法得到高频噪声的标志，或由一些经典的统计方法，比如一段范围内（比如 1 秒）跨越一定阈值的次数统计得到高频噪声的标志。如果选择前面计算的子 SQI 进行判断，判断 $sSQI < THD\_S$ 且 $bSQI < THD\_B$ 且 $kSQI <$

THD_K, 如果满足, 则认为高频噪声太大。

步骤 S420, 判断其是否饱和, 如果当前饱和判断时间范围内 (比如 1 秒) 的心电数据大于预先设置的饱和阈值的时间长度总和超过饱和判断时间阈值 (比如 0.5 秒), 且该饱和判断时间阈值范围内没有检测到有效 QRS 波则认为是饱和; 在饱和情况下置综合 SQI 值为 4。若不为饱和, 则到下一个判断。

步骤 S430, 判断其是否为停搏, 如果当前停搏判断时间范围 (比如 2 秒) 内心电数据最大最小值差小于停搏幅度阈值 (比如 0.2mv), 或该停搏判断时间范围内没有检测到有效 QRS 波则认为是停搏; 在停搏情况下置综合 SQI 为 0。若不为停搏, 则到下一个判断。

步骤 S440, 判断其是否为室颤, 若为室颤, 则置综合 SQI 值为 0。若不为室颤, 则不修改综合 SQI 值。本步骤中, 根据子信号质量指数及波形形态参数得到是否为室颤的判断。子信号质量指数包括: 表征室颤类型的 kSQI、表征有效信号占有所有信号比例的 sSQI; 表征波形形态参数包括: 是否为宽波 (根据 QRS 波的宽度来判断, 本实施方式中, 如果 QRS 波宽度大于 140ms, 则认为是宽波)、窗口期内的宽波比例、波形最值差。室颤的判断过程中, 需要预先设定一些阈值, 并根据这些阈值进行判断。例如: kSQI 是表征室颤类型的子 SQI, 其有两个阈值, 一为极端阈值 THD_K1 若小于该值则极有可能是室颤, 另一个为典型阈值 THD_K2 若小于该阈值可能是室颤。sSQI 阈值 THD_S 表示若超过该阈值则当前信号为噪声的可能性较小, 若低于该阈值当前信号可能是噪声。宽波比例极端阈值 THD_WR1, 大于等于该阈值当前信号极有可能是室颤; 宽波比例典型阈值 THD_WR2, 大于等于该阈值当前信号可能是室颤。宽波个数阈值 THD_WN, 大于该阈值可能是室颤。QRS 波个数阈值 THD_Q, 大于该阈值可能是室颤。信号差值阈值 THD_D, 波形最值差大于该阈值是有效的心电信号。

是否为室颤判断的一个例子如下:

室颤判断的阈值定义如下:

kSQI 相关阈值: $\text{THD\_K1} = 7$; $\text{THD\_K2} = 4$;

sSQI 相关阈值: $\text{THD\_S} = 60$;

宽波比例阈值: $\text{THD\_WR1} = 0.6$; $\text{THD\_WR2} = 0.5$;

宽波个数阈值: $THD\_WN = 10$;

QRS 波个数阈值: $THD\_Q = 3$;

信号差值阈值: $THD\_D = 0.2\text{mv}$ 。

室颤判断具体步骤如下:

步骤 A: 判断 VF 窗 (室颤指数窗口期, 比如 4 秒或 8 秒) 内检出的 QRS 波个数 ≤ 1 ; 且 VF 窗内心电信号的最大最小值差 $> THD\_D$; 且 $kSQI < THD\_K2$; 若上述条件都满足则判定为室颤, 否则进入下一步骤。

步骤 B: 最近 1 秒的 QRS 波是否为宽波, 若否则判定为非室颤; 是则进入下一步骤。

步骤 C: 判断最近 4 秒检出的 QRS 波 RR 间隔是否不均匀; 且最近 4 秒内检出的 QRS 波宽波比例 $> THD\_WR1$, 宽波个数 $> THD\_WN$; 且 $kSQI \leq THD\_K1$; 若上述三个条件都满足则判定为室颤, 否则进入下一步骤。满足下面两个条件之一则认为 RR 间隔匀齐: 条件 1: 用当前 QRS 波 RR 间期与最近的 16 个 QRS 波 RR 间期比较, 若当前 RR 间期与一半以上的历史 RR 间期差异小于 12.5%, 则认为是匀齐; 条件 2: 当前 RR 间期与最近的三个历史 RR 间期差异小于 12.5%, 也认为匀齐。

步骤 D: 判断最近 4 秒检出的 QRS 波 RR 间隔是否不均匀; 且 $kSQI < THD\_K2$ 且 $sSQI \geq THD\_S$; 若上述条件都满足则判定为室颤, 否则进入下一步骤。

步骤 E: 判断最近 4 秒检出的 QRS 波 RR 间隔是否不均匀; 且最近 4 秒内检出的 QRS 波宽波比例 $> THD\_WR2$, 宽波个数 $> THD\_WN$; 且 $kSQI < THD\_K1$ 且 $sSQI \geq THD\_S$; 若上述条件都满足则判定为室颤, 否则进入下一步骤。

步骤 F: 判断最近 4 秒检出的 QRS 波 RR 间隔是否均匀; 且 $kSQI < THD\_K2$ 且 $sSQI \geq THD\_S$; 或者当前检出的 QRS 波个数 $\geq THD\_Q$ 。若上述条件都满足则判定为室颤, 否则判定为非室颤。

修正综合信号质量指数所采用的预判信息不限于图 4 所示的方式, 只要是通过对该判断可以用来改善综合 SQI 结果, 或者通过判断来直接辅助心电分析结果的都可以采用。图 4 中提出的 4 种判断, 在这 4 种情况下上述方法可能会得到错误的综合 SQI 结果, 因此需要将其修正。不同的综合 SQI 计算方法可能会导致在其

它情况下也会有综合 SQI 计算不准的情况，因此为了得到更加准确的综合 SQI，可以对图 4 进行适当的变形和修改，比如只进行一种或两种或三种判断等，判断的次序也可以进行修改，比如先进行饱和判断，再进行噪声判断等。

步骤 S140 中，根据得到的各生理信号的信号质量指数对由各生理信号得到同种生理参数进行融合可以采用多种方式实现，例如可以用加权平均的方法对由各生理信号得到同种生理参数进行融合，由各生理信号的信号质量指数确定由各生理信号得到的同种生理参数的权重。可以根据预设的信号质量指数与权重的对应关系确定由各生理信号得到的同种生理参数的权重，信号质量指数反映信号质量好的生理信号的生理参数的权重大于信号质量指数反映信号质量差的生理信号的生理参数的权重。例如，仍然以 ECG、IBP、SPO2 三种信号为例，通过步骤 S120 和 S130 获得 ECG 的综合 SQI 及心率值 (HR)、IBP 的综合 SQI 及脉率值 (PR_{ibp})、SPO2 的综合 SQI 及脉率值 (PR_{spo2}) 后，可以根据 ECG 的综合 SQI 计算 ECG 心率权重 (C_{ecg})、根据 IBP 的综合 SQI 计算 IBP 脉率权重 (C_{ibp})、根据 SPO2 的综合 SQI 计算 SPO2 脉率权重 (C_{spo2})，再根据权重及心率/脉率得到最终计算的融合心率值，其中：

预设的信号质量指数与权重的对应关系如下：

$$C = \begin{cases} 100 & SQI = 01 \\ 80 & SQI = 2 \\ 50 & SQI = 3 \\ 0 & SQI = 4 \end{cases}$$

最终融合心率的计算公式如下：

$$HR = \frac{C_{ecg} * HR + C_{ibp} * PR_{ibp} + C_{spo2} * PR_{spo2}}{C_{ecg} + C_{ibp} + C_{spo2}} \quad (\text{公式 1})$$

若当前 ECG 信号计算得到的综合 SQI = 2 或 3，其计算得到的心率由于噪声的干扰可能一直都处于跳变状态；而当前 IBP 及 SPO2 的信号质量较好，其综合 SQI = 0 或 1，这时 IBP 及 SPO2 计算得到的脉率都为稳定值，那么根据心率融合的计算公式可以得到较稳定的心率输出值，这样就可以成功减少由于 ECG 本身干扰或心率跳变带来的误报警（例如心律不齐、心动过速等），从而提高了监护

设备的抗干扰性和报警的准确性。同时,还可以使界面显示的参数数据更稳定,避免使用者对设备产生不信任。

当然,除了预设的信号质量指数与权重的对应关系外,权重也可以用其他统计的方法、卡尔曼滤波的方法对所述两个以上同种生理参数进行融合。例如,如图5所示,权重通过如下步骤获得:

步骤 S142,根据历史由各生理信号得到的同种生理参数和经确认的生理参数,确定由各生理信号得到的同种生理参数的融合系数。这里假设历史由各生理信号 a、b、c 得到的不同历史时期 1、2、3 的同种生理参数为 X1a、X1b、X1c...; X2a、X2b、X2c...; X3a、X3b、X3c...。其中,序号 1、2、3 表示不同的历史时期,a、b、c 表示不同的生理信号。历史的经确认的生理参数是指经过专家确认后的正确的生理参数(比如 X1、X2、X3 等,其中的序号 1、2、3 表示与生理参数相同的历史时期)。通过一定的数学方法,比如神经网络方法、Bayes(贝叶斯)方法、卡尔曼滤波法等,可以确定由不同生理信号 a、b、c 得到的同种生理参数的融合系数 Pa、Pb、Pc,从而使得:

$$Pa * X1a + Pb * X1b + Pc * X1c = X1;$$

$$Pa * X2a + Pb * X2b + Pc * X2c = X2;$$

$$Pa * X3a + Pb * X3b + Pc * X3c = X3。$$

步骤 S144,根据各生理信号的信号质量指数及其得到的同种生理信号的融合系数,确定由各生理信号得到的生理参数的权重。确定生理参数权重的方式有多种,取决于信号质量指数的表示形式,比如由生理信号 a 得到的生理参数 Xa 的系数为 Pa,信号质量指数为 SQIa(在本实施方式中,信号质量越好,SQI 数值越小),生理参数 Xa 的权重 Ca 可以表示为: $Ca = Pa / (SQIa + 1)^2$ 或 $Ca = Pa / (SQIa + 1)$ 等。权重 Ca 的计算公式可以根据需要进行调整,不限于上述两种计算公式,公式的基本原理为由信号质量指数反映信号质量好的生理信号得到的生理参数的权重大于由信号质量指数反映信号质量差的生理信号得到的生理参数的权重。

计算获得权重后,可以使用与公式 1 相似的加权平均的方法来进行生理参数的融合。

根据历史的生理参数来确定权重,可以根据以往的情况来调整各生理参数的比重,从而进一步使得融合后获得的生理参数接近真实情况。

如图 6 所示,还提供了一实施方式的生理参数处理系统,包括接收模块 610、信号质量指数模块 620、获取模块 630 和融合模块 640。

接收模块 610 用于获取两个以上生理信号。生理信号可以是心电信号 (ECG 信号)、有创血压信号 (IBP 信号)、血氧信号 (SPO2 信号) 等。两个以上生理信号指的是包括两个和超过两个的情况,比如生理信号的数量可以是两个、三个、四个等。获取到的生理信号可以为传感器采集到的原始信号或者经过滤波或者其他处理后的信号。

信号质量指数模块 620 分别对所述两个以上生理信号进行分析,得到各生理信号的信号质量指数 (SQI, Signal Quality Index)。SQI 是表现信号质量好坏的评价,可以采用多种方式计算获得,例如单项的计算或是综合的计算等,还可以根据一些预先的判断进行修正。信号质量指数的获得方式将在下文详细描述。

获取模块 630 用于分别对所述两个以上生理信号进行处理,获得由各生理信号得到的同种生理参数。例如进行 IBP 算法分析、SPO2 算法分析、ECG 算法分析,得到相应的生理参数,例如 IBP 信号生理参数 (舒张压、收缩压、平均压、脉率)、SPO2 信号生理参数 (脉率、血氧饱和度)、ECG 生理参数 (心率、心律失常) 等,在这些生理参数中,例如同种生理参数有: ECG 的心率值 (HR)、IBP 的脉率值 (PR_{ibp})、SPO2 的脉率值 (PR_{spo2}), 这些同种生理参数反映了相同的生理状态,只是信号源不同。

融合模块 640 根据得到的各生理信号的信号质量指数对由各生理信号得到的同种生理参数进行融合,得到融合后的生理参数。融合可以用加权平均的方法对所述两个以上同种的生理参数进行融合,由各生理信号的信号质量指数确定由各对应生理信号得到的生理参数的权重,信号质量指数反映信号质量好的生理信号的生理参数的权重大于信号质量指数反映信号质量差的生理信号的生理参数的权重;融合也可以用其他统计的方法、卡尔曼滤波的方法对所述由各生理信号得到的同种生理参数进行融合。

上述生理参数处理系统，通过获取两个以上生理信号及各自的信号质量指数，根据信号质量指数对两个以上同种生理参数进行融合，从而避免仅基于单个生理信号获得的参数带来的弊端，在该单个生理信号受到干扰时，可以利用其他生理信号的生理参数来完善。

如图 7 所示，信号质量指数模块 620 包括子信号质量指数单元 622 和第一综合信号质量指数单元 624。

子信号质量指数单元 622 用于分别获得表征信号特征或状态的各生理信号子信号质量指数。以生理信号为心电信号为例，子 SQI 可以是 kSQI、bSQI、sSQI、hSQI、bslSQI 中的一种或多种。kSQI 表征室颤类型：其越大那么越有可能是无噪声的 QRS 波，一般为 7；sSQI 表征有效信号占有所有信号的比例：其越大那么越有可能是无噪声的 QRS 波，一般为 0.6；bslSQI 表征基漂大小：其越大表明基漂噪声越小，那么其对算法影响越小，那么根据其可能对算法的影响程度分为两级，当然也可以分为多级，跟具体的算法相关；hSQI 表征高频噪声大小：其越大表明高频噪声越小，那么其对算法影响越小，可根据其可能对算法的影响程度分为四级，当然也可以分为多级，跟具体算法相关；bSQI 表征综合噪声大小：其越小表明噪声越小，那么对算法影响越小，可以根据其对算法的影响程度分级，跟具体算法相关。其中：

kSQI 能有效表征室颤类型的特征，其定义如下：

$$kSQI = \frac{E\{(x - \mu_x)^4\}}{\sigma^4};$$

其中， x 为需要计算的离散信号或连续信号， μ_x 和 σ 分别为离散信号 x 或连续信号 x 的均值和标准差， E 为数学里的期望运算符号。

bSQI 表征噪声大小，为逐博波动匹配信号质量指数，其定义如下：

$$bSQI = \frac{N_{matched}(k, w)}{N_{all}(k, w)} * 100;$$

其中， k 为当前分析的 QRS 波， w 为滑动分析窗口（宽度可取 10s），以当前 QRS 波（ k ）为中心，左右各取 1/2 窗宽， $N_{matched}$ 为在 w 中两种不同的 QRS 波检测算法（任意两种 QRS 波检测算法都可以，例如 DF 算法和 LT 算法）检出的 QRS

波匹配数目, N_{all} 为在 w 中两种算法各自检测出的 QRS 波的数目并集总和, 即 $N_{all} = N_1 + N_2 - N_{matched}$, N_1 为在 w 中 QRS 波检测算法 1 检测出的 QRS 波数目, N_2 为在 w 中 QRS 波检测算法 2 检测出的 QRS 波数目。QRS 波匹配是根据美国国家标准医疗器械促进协会 (AAMI) 的推荐标准, 当两种算法对同一 QRS 波位置标注在 150ms 之内时, 认为是同一个 QRS 波。bSQI 的意义在于, 当信号质量好时, 使用的两种算法都可以正确标注 QRS 波, bSQI 值高; 当干扰发生时, 干扰的存在使 DF 和 LT 算法产生了不同的误判, bSQI 值低。也就是说该 bSQI 能表征噪声的好坏。bSQI 的计算同样可应用于 IBP 和 SPO2, 但其匹配的时间窗应根据各自的标准来设定, 例如上述 ECG 为 150ms, IBP 和 SPO2 可为 200ms。

sSQI 表征有效信号占有所有信号的比例, 表示 QRS 波的功率谱密度值占总的功率谱密度的值比例, 如下式所示:

$$sSQI = 100 * \frac{\int_{f=thd1}^{f=thd2} PSD(k, w) df}{\int_{f=thd1}^{f=thd3} PSD(k, w) df}$$

其中以心电信号为例, QRS 波主要的能量集中在以 10Hz 为中心的、宽度约为 10Hz 的频带内, 总的能量上限一般在 50Hz 左右, 所以公式中的 thd1 可以选为 5Hz, thd2 可以选为 14Hz, thd3 可以选为 50Hz。根据对心电信号的谱分析, QRS 波的能量主要集中在约以 10Hz 为中心的、宽度约为 10Hz 的频带内, 该功率谱密度(PSD)值占总 PSD 值的比例可以作为判断心电信号质量的参考指标。sSQI 的计算可应用于 IBP 和 SPO2, 但其计算的带宽应根据各自的标准来设定, 例如上述 ECG 为计算 5~14Hz 占 5~50Hz 的大小, IBP 可计算 0~10Hz 占 0~55Hz 的大小, SPO2 可计算 0.2~12Hz 占 0.2~60Hz 的大小。

hSQI 是表征高频噪声大小的指数, 其计算如下式所示:

$$hSQI = 10 * \min(QRS_i\_amplitude / hf\_noise_i),$$

式中 $QRS_i\_amplitude$ 是指当前检测到的 QRS 波幅度大小; hf_noise_i 是 QRS 波之前 0.28s~0.05s 的 sum 的平均值, 而 $sum(i) = |hf(i)| + |hf(i-1)| + \dots + |hf(i-5)|$, hf 是将 ECG 信号经过如下的一个高通滤波器: $hf(i) = \chi(i) - \chi(i-1) + \chi(i-2)$ 得到的值, 其中 χ 就是原始的心电波形或经过处理后的心电波形数据。

bslSQI 是表征基漂大小的指数, 其计算如下式所示:

$$bslSQI = 10 * \min(QRS_i\_amplitude/baseline_i\_amplitude)$$

其中, $QRS_i\_amplitude$ 是 QRS 波范围内 ($R-0.07s \sim R+0.08s$) 的最大最小值差; $baseline_i\_amplitude$ 是基线判断窗口期 ($R-1s \sim R+1s$) 的最大最小值差。

子 SQI 不限于上述的 5 种, 任何对当前信号分类或者表征其某种状态的参数都可以。举例如下: 表征能量的 SQI (时域/频域)、表征基漂的 SQI (时域/频域)、表征高频噪声的 SQI (时域/频域)、表征信号纯度的 SQI (时域/频域)、表征 QRS 波特征的 SQI (QRS 波能量比例、幅度比例等等)、表征不同算法检测结果差异/相同的 SQI 等。

第一综合信号质量指数单元 624 通过对获得的各生理信号的子信号质量指数进行计算, 得到各生理信号的综合信号质量指数, 将各生理信号的综合信号质量指数作为信号质量指数模块 620 获得的信号质量指数。

按照噪声水平, 可以将信号的综合 SQI 值分为以下五类:

- 4 类: 噪声水平最高, 人眼分辨不出生理信号, 算法完全无法分析;
- 3 类: 噪声水平较高, 人眼较难能分辨出生理信号, 算法分析完全受影响;
- 2 类: 噪声水平一般, 人眼能较容易分辨出生理信号, 算法分析部分受影响;
- 1 类: 噪声水平很低, 有轻微的噪声, 但对算法分析无任何影响;
- 0 类: 信号质量最好, 人眼几乎看不出噪声, 算法分析完全不受影响。

综合 SQI 分类不限于上述的 5 类, 可以是 4 类、6 类等, 还可以是能表征或者区别当前信号的状态的参数, 可以是对信号的分类的参数等等, 或者是上述所述参数的组合或者采用一定数学方法计算得到的值。

如果以心电信号进行 SQI 分类, 可以按照如下标准进行分类, 但也不限于这样的标准, 可以是以其他任何表征不同程度噪声或不同类型噪声对算法产生不同影响的标准:

4 类: 信号质量最差, 人眼分辨不出 QRS 波, 算法完全无法分析;

3 类: 噪声水平较高, 人眼基本能分辨出 QRS 波, 但算法分析时既影响 QRS 波检测, 也影响 QRS 波分类的噪声;

2 类: 噪声水平一般, 算法分析时影响 QRS 波分类, 但不影响 QRS 波检测的噪声;

1 类：噪声水平很低，不影响 QRS 波检测，也不影响 QRS 波分类的轻微噪声；

0 类：信号质量最好，人眼几乎看不出噪声，对算法分析无任何影响。

基于以上 5 个子 SQI，通过如下判断（如果不满足某个判断条件，则进入下一个判断）可以得到评价生理信号（例如 ECG 信号，即心电信号）的综合 SQI（本例中简称为 ECGSQI），其中，阈值确定可按如下实例选择：

① kSQI 相关阈值：THD_K = 7；

② bSQI 相关阈值：THD_B = 80；

③ sSQI 相关阈值：THD_S = 60；

④ hSQI 相关阈值：THD_H1 = 400； THD_H2 = 300； THD_H3 = 200；

THD_H4 = 150；

⑤ bsSQI 相关阈值： THD_BSL1 = 40； THD_BSL2 = 20。

判断 1：(kSQI > THD_K) && (sSQI > THD_S || hSQI > THD_H1) && bsSQI > THD_BSL2，有 ECGSQI = 1；

判断 2：(kSQI > THD_K) && (sSQI > THD_S || hSQI > THD_H1) && bsSQI ≤ THD_BSL2，有 ECGSQI = 2；

判断 3：(bsSQI ≤ THD_BSL2) && (hSQI ≤ THD_H3)，有 ECGSQI = 2；

判断 4：(bsSQI ≤ THD_BSL2) && (hSQI ≤ THD_H4)，有 ECGSQI = 3；

判断 5：(THD_BSL2 < bsSQI ≤ THD_BSL1) && (hSQI > THD_H2)，有 ECGSQI = 1；

判断 6：(THD_BSL2 < bsSQI ≤ THD_BSL1) && (THD_H3 < hSQI ≤ THD_H2)，有 ECGSQI = 2；

判断 7：(THD_BSL2 < bsSQI ≤ THD_BSL1) && (hSQI ≤ THD_H3)，有 ECGSQI = 3；

判断 8：(bsSQI > THD_BSL2) && (hSQI > THD_H4)，有 ECGSQI = 0；

判断 9：(bsSQI > THD_BSL2) && (hSQI ≤ THD_H4)，有 ECGSQI = 1；

判断 10: 如果 $bSQI > THD\_B$, 且 $ECGSQI \geq 3$, 有 $ECGSQI = 2$;

上述判断全不符合则 $ECGSQI = 0$ 。

容易理解, 综合 SQI 计算不限于上述方法, 核心是通过当前信号的一些状态或者特征来得到其对算法分析的影响。例如, 另一个实施方式的综合 SQI 计算方式如下: 当 $sSQI$ 、 $kSQI$ 、 $hSQI$ 、 $bslSQI$ 表明信号质量好时, 信任 $bSQI$ 结果, 根据 $bSQI$ 来确定综合 SQI; 当 $sSQI$ 低时, 由于异常谱分布干扰的存在, 会造成 $bSQI$ 失真, 通过 $kSQI$ 、 $hSQI$ 、 $bslSQI$ 取阈值的方式来得到综合 SQI; 当上述情况不满足且 $kSQI$ 指示信号质量低时, 通过 $bSQI$ 乘以调整因子 h 降低对信号质量的信任度。具体的计算过程及阈值设定如下:

其中, 阈值设定为:

$$THD\_K = 7$$

$$THD\_B1 = 80、THD\_B2 = 60、THD\_B3 = 40、THD\_B4 = 20$$

$$THD\_S = 60$$

$$THD\_H1 = 300、THD\_H2 = 200、THD\_H3 = 150$$

$$THD\_BSL1 = 50、THD\_BSL2 = 30、THD\_BSL3 = 15。$$

判断步骤如下:

判断 1: 若满足 $(kSQI \geq THD\_K) \&\& (sSQI \geq THD\_S) \&\& (hSQI \geq THD\_H2) \&\& (bslSQI \geq THD\_BSL2)$, 根据 $bSQI$ 进行综合 SQI (本例中简称为 $ECGSQI$) 分类, 如下:

$$ECGSQI = \begin{cases} 4 & \text{if } bSQI < THD\_B4 \\ 3 & \text{if } THD\_B4 \leq bSQI < THD\_B3 \\ 2 & \text{if } THD\_B3 \leq bSQI < THD\_B2 \\ 1 & \text{if } THD\_B2 \leq bSQI < THD\_B1 \\ 0 & \text{if } THD\_B1 \leq bSQI \end{cases}$$

判断 2: 若判断 1 不满足, 则进行以下判断: 若 $(sSQI < THD\_S)$, 通过 $kSQI$ 、 $hSQI$ 、 $bslSQI$ 取阈值的方式来得到综合 SQI

$$ECGSQI = \begin{cases} 4 & \text{if } (kSQI < THD\_K) \&\& (hSQI < THD\_H3) \&\& (bsSQI < THD\_BSL3) \\ 3 & \text{if } (kSQI < THD\_K) \&\& (THD\_H2 > hSQI \geq THD\_H3) \&\& (THD\_BSL2 > bsSQI \geq THD\_BSL3) \\ 2 & \text{if } (kSQI < THD\_K) \&\& (THD\_H1 > hSQI \geq THD\_H2) \&\& (THD\_BSL1 > bsSQI \geq THD\_BSL2) \\ 1 & \text{if } (kSQI \geq THD\_K) \&\& (hSQI \geq THD\_H1) \&\& (bsSQI \geq THD\_BSL1) \end{cases}$$

判断 3: 若判断 2 不满足, 则进行以下判断: 若 $(kSQI < THD\_K)$, 根据 $bsSQI$ 乘以调整因子 h 降低对信号质量的信任度, h 是根据实验调整的经验系数, 本实施方式中 $h = 1.1$ 。

$$ECGSQI = \begin{cases} 4 & \text{if } bsSQI < THD\_B4 * h \\ 3 & \text{if } THD\_B4 * h \leq bsSQI < THD\_B3 * h \\ 2 & \text{if } THD\_B3 * h \leq bsSQI < THD\_B2 * h \\ 1 & \text{if } THD\_B2 * h \leq bsSQI < THD\_B1 * h \\ 0 & \text{if } THD\_B1 * h \leq bsSQI \end{cases}$$

判断 4: 若上述条件都不满足, $ECGSQI = 0$ 。

上面描述了 ECG 综合 SQI 的计算, 对于 IPB 和 SPO2 的综合 SQI 的计算, 所用到的子 SQI 可以是表征能量的 SQI (时域/频域), 例如上述的 $sSQI$; 表征基漂的 SQI (时域/频域), 例如上述的 $bsSQI$; 表征高频噪声的 SQI (时域/频域), 例如上述的 $hSQI$; 表征信号纯度的 SQI (时域/频域); 表征 QRS 波特征的 SQI (QRS 波能量比例、幅度比例等等)。IBP 和 SPO2 都可以计算得到综合 SQI, 但由于其生理信号与 ECG 的差异其计算的思路可以套用上面, 但其具体计算参数可以根据需要调整。

在另一个实施方式中, 如图 8 所示, 对于 ECG 信号, 信号质量指数模块 620 包括子信号质量指数单元 623、第二综合信号质量指数单元 625 和修正单元 626。其中子信号质量指数单元 623 和第二综合信号质量指数单元 625 与前述实施方式的子信号质量指数单元 622 和第一综合信号质量指数单元 624 相应, 不再赘述。

修正单元 626 用于修正各生理信号的综合信号质量指数, 并将修正后的综合信号质量指数作为该生理信号的信号质量指数。因为在某几类特殊信号情况下得到的综合 SQI 值并不准确, 经过预先的判断, 在这几类特殊信号情况发生时, 综合 SQI 的策略需要进行修正处理, 如图 4 所示, 修正单元 626 修正综合信号质量指数的过程如下:

步骤 S410, 判断其是否为噪声, 若为噪声, 则置综合 SQI 值为 4; 若不为噪声, 则到下一个判断。是否为噪声判断的一个例子如下:

相关阈值说明:

kSQI 相关阈值: $THD\_K = 7$;

bSQI 相关阈值: $THD\_B = 50$;

sSQI 相关阈值: $THD\_S = 50$ 。

噪声水平的判断可以基于以下 2 点: 噪声判断预定时间内 (比如每秒钟) 检出的起搏信号是否大于噪声判断预定值 (比如大于 10 个) 或者信号的高频噪声是否大于噪声判断阈值。高频噪声是否太大可由前面计算出的子 SQI 进行判断, 也可以由一些经典的滤波方法得到高频噪声的标志, 或由一些经典的统计方法, 比如一段范围内 (比如 1 秒) 跨越一定阈值的次数统计得到高频噪声的标志。如果选择前面计算的子 SQI 进行判断, 判断 $sSQI < THD\_S$ 且 $bSQI < THD\_B$ 且 $kSQI < THD\_K$, 如果满足, 则认为高频噪声太大。

步骤 S420, 判断其是否饱和, 如果当前饱和判断时间范围内 (比如 1 秒) 的心电数据大于预先设置的饱和阈值的时间长度总和超过饱和判断时间阈值 (比如 0.5 秒), 且该饱和判断时间阈值范围内没有检测到有效 QRS 波则认为是饱和; 在饱和情况下置综合 SQI 值为 4。若不为饱和, 则到下一个判断。

步骤 S430, 判断其是否为停搏, 如果当前停搏判断时间范围 (比如 2 秒) 内心电数据最大最小值差小于停搏幅度阈值 (比如 0.2mv), 或该停搏判断时间范围内没有检测到有效 QRS 波则认为是停搏; 在停搏情况下置综合 SQI 为 0。若不为停搏, 则到下一个判断。

步骤 S440, 判断其是否为室颤, 若为室颤, 则置综合 SQI 值为 0。若不为室颤, 则不修改综合 SQI 值。本步骤中, 根据子信号质量指数及波形形态参数得到是否为室颤的判断。子信号质量指数包括: 表征室颤类型的 kSQI、表征有效信号占有所有信号比例的 sSQI; 表征波形形态参数包括: 是否为宽波 (根据 QRS 波的宽度来判断, 本实施方式中, 如果 QRS 波宽度大于 140ms, 则认为是宽波)、窗口期内的宽波比例、波形最值差。室颤的判断过程中, 需要预先设定一些阈值, 并根据这些阈值进行判断。例如: kSQI 是表征室颤类型的子 SQI, 其有两个阈值,

一为极端阈值 THD_K1 若小于该值则极有可能是室颤，另一个为典型阈值 THD_K2 若小于该阈值可能是室颤。sSQI 阈值 THD_S 表示若超过该阈值则当前信号为噪声的可能性较小，若低于该阈值当前信号可能是噪声。宽波比例极端阈值 THD_WR1，大于等于该阈值当前信号极有可能是室颤；宽波比例典型阈值 THD_WR2，大于等于该阈值当前信号可能是室颤。宽波个数阈值 THD_WN，大于该阈值可能是室颤。QRS 波个数阈值 THD_Q，大于该阈值可能是室颤。信号差值阈值 THD_D，波形最值差大于该阈值是有效的心电信号。

是否为室颤判断的一个例子如下：

室颤判断的阈值定义如下：

kSQI 相关阈值：THD_K1 = 7; THD_K2 = 4;

sSQI 相关阈值：THD_S = 60;

宽波比例阈值：THD_WR1 = 0.6; THD_WR2 = 0.5;

宽波个数阈值：THD_WN = 10;

QRS 波个数阈值：THD_Q = 3;

信号差值阈值：THD_D = 0.2mv。

室颤判断具体步骤如下：

步骤 A：判断 VF 窗（室颤指数窗口期，比如 4 秒或 8 秒）内检出的 QRS 波个数 ≤ 1 ；且 VF 窗内心电信号的最大最小值差 $> \text{THD\_D}$ ；且 $\text{kSQI} < \text{THD\_K2}$ ；若上述条件都满足则判定为室颤，否则进入下一步骤。

步骤 B：最近 1 秒的 QRS 波是否为宽波，若否则判定为非室颤；是则进入下一步骤。

步骤 C：判断最近 4 秒检出的 QRS 波 RR 间隔是否不均匀；且最近 4 秒内检出的 QRS 波宽波比例 $> \text{THD\_WR1}$ ，宽波个数 $> \text{THD\_WN}$ ；且 $\text{kSQI} \leq \text{THD\_K1}$ ；若上述三个条件都满足则判定为室颤，否则进入下一步骤。满足下面两个条件之一则认为 RR 间隔匀齐：条件 1：用当前 QRS 波 RR 间期与最近的 16 个 QRS 波 RR 间期比较，若当前 RR 间期与一半以上的历史 RR 间期差异小于 12.5%，则认为匀齐；条件 2：当前 RR 间期与最近的三个历史 RR 间期差异小于 12.5%，也认为匀齐。

步骤 D: 判断最近 4 秒检出的 QRS 波 RR 间隔是否不均匀; 且 $kSQI < THD\_K2$ 且 $sSQI \geq THD\_S$; 若上述条件都满足则判定为室颤, 否则进入下一步骤。

步骤 E: 判断最近 4 秒检出的 QRS 波 RR 间隔是否不均匀; 且最近 4 秒内检出的 QRS 波宽波比例 $> THD\_WR2$, 宽波个数 $> THD\_WN$; 且 $kSQI < THD\_K1$ 且 $sSQI \geq THD\_S$; 若上述条件都满足则判定为室颤, 否则进入下一步骤。

步骤 F: 判断最近 4 秒检出的 QRS 波 RR 间隔是否均匀; 且 $kSQI < THD\_K2$ 且 $sSQI \geq THD\_S$; 或者当前检出的 QRS 波个数 $\geq THD\_Q$ 。若上述条件都满足则判定为室颤, 否则判定为非室颤。

修正综合信号质量指数所采用的预判信息不限于图 4 所示的方式, 只要是通过对该判断可以用来改善综合 SQI 结果, 或者通过判断来直接辅助心电分析结果的都可以采用。图 4 中提出的 4 种判断, 在这 4 种情况下上述方法可能会得到错误的综合 SQI 结果, 因此需要将其修正。不同的综合 SQI 计算方法可能会导致在其它情况下也会有综合 SQI 计算不准的情况, 因此为了得到更加准确的综合 SQI, 可以对图 4 进行适当的变形和修改, 比如只进行一种或两种或三种判断等, 判断的次序也可以进行修改, 比如先进行饱和判断, 再进行噪声判断等。

融合模块 640 根据得到的各生理信号的信号质量指数对由各生理信号得到的同种生理参数进行融合可以采用多种方式实现, 例如可以用加权平均的方法对所述两个以上同种的生理参数进行融合, 由各生理信号的信号质量指数确定由各生理信号得到的同种生理参数的权重。可以根据预设的信号质量指数与权重的对应关系确定由各生理信号得到的同种生理参数的权重, 信号质量指数反映信号质量好的生理信号的生理参数的权重大于信号质量指数反映信号质量差的生理信号的生理参数的权重。例如, 仍然以 ECG、IBP、SPO2 三种信号为例, 通过步骤 S120 和 S130 获得 ECG 的综合 SQI 及心率值 (HR)、IBP 的综合 SQI 及脉率值 (PRibp)、SPO2 的综合 SQI 及脉率值 (PRspo2) 后, 可以根据 ECG 的综合 SQI 计算 ECG 心率权重 (Cecg)、根据 IBP 的综合 SQI 计算 IBP 脉率权重 (Cibp)、根据 SPO2 的综合 SQI 计算 SPO2 脉率权重 (Cspo2), 再根据权重及心率/脉率得到最终计算的融合心率值, 其中:

预设的信号质量指数与权重的对应关系如下:

$$C = \begin{cases} 100 & SQI = 01 \\ 80 & SQI = 2 \\ 50 & SQI = 3 \\ 0 & SQI = 4 \end{cases}$$

最终融合心率的计算公式如下:

$$HR = \frac{C_{ecg} * HR + C_{ibp} * PR_{ibp} + C_{spo2} * PR_{spo2}}{C_{ecg} + C_{ibp} + C_{spo2}} \quad (\text{公式 1})$$

若当前 ECG 信号计算得到的综合 $SQI = 2$ 或 3 , 其计算得到的心率由于噪声的干扰可能一直都处于跳变状态; 而当前 IBP 及 SPO2 的信号质量较好, 其综合 $SQI = 0$ 或 1 , 这时 IBP 及 SPO2 计算得到的脉率都为稳定值, 那么根据心率融合的计算公式可以得到较稳定的心率输出值, 这样就可以成功减少由于 ECG 本身干扰或心率跳变带来的误报警 (例如心律不齐、心动过速等), 从而提高了监护设备的抗干扰性和报警的准确性。同时, 还可以使界面显示的参数数据更稳定, 避免使用者对设备产生不信任。

当然, 除了预设的信号质量指数与权重的对应关系外, 权重也可以用其他统计的方法、卡尔曼滤波的方法对所述两个以上同种生理参数进行融合。例如, 如图 9 所示, 融合模块 640 包括系数单元 642 及权重单元 644, 并通过如下方式获得权重:

系数单元 642 根据历史由各生理信号得到的同种生理参数和经确认的生理参数, 确定由各生理信号得到的同种生理参数的融合系数。这里假设历史由各生理信号 a、b、c 得到的不同历史时期 1、2、3 的同种生理参数为 $X1a$ 、 $X1b$ 、 $X1c$...; $X2a$ 、 $X2b$ 、 $X2c$...; $X3a$ 、 $X3b$ 、 $X3c$...。其中, 序号 1、2、3 表示不同的历史时期, a、b、c 表示不同的生理信号。历史的经确认的生理参数是指经过专家确认后的正确的生理参数 (比如 $X1$ 、 $X2$ 、 $X3$ 等, 其中的序号 1、2、3 表示与生理参数相同的历史时期)。通过一定的数学方法, 比如神经网络方法、Bayes (贝叶斯) 方法、卡尔曼滤波法等, 可以确定由不同生理信号 a、b、c 得到的同种生理参数的融合系数 Pa 、 Pb 、 Pc , 从而使得:

$$Pa * X1a + Pb * X1b + Pc * X1c = X1;$$

$$Pa * X2a + Pb * X2b + Pc * X2c = X2;$$

$$Pa * X3a + Pb * X3b + Pc * X3c = X3。$$

权重单元 644 各生理信号的信号质量指数及其得到的同种生理信号的融合系数, 确定由各生理信号得到的生理参数的权重。确定生理参数权重的方式有多种, 取决于信号质量指数的表示形式, 比如由生理信号 a 得到的生理参数 Xa 的系数为 Pa , 信号质量指数为 $SQIa$ (在本实施方式中, 信号质量越好, SQI 数值越小), 生理参数 Xa 的权重 Ca 可以表示为: $Ca = Pa / (SQIa + 1)^2$ 或 $Ca = Pa / (SQIa + 1)$ 等。权重 Ca 的计算公式可以根据需要进行调整, 不限于上述两种计算公式, 公式的基本原理为由信号质量指数反映信号质量好的生理信号得到的生理参数的权重大于信号质量指数反映信号质量差的生理信号得到的生理参数的权重。

计算获得权重后, 可以使用与公式 1 相似的加权平均的方法来进行生理参数的融合。

根据历史的生理参数来确定权重, 可以根据以往的情况来调整各生理参数的比重, 从而进一步使得融合后获得的生理参数接近真实情况。

上述生理参数处理系统可以应用在监护设备中。以上所述实施方式仅表达了本发明的几种实施方式, 其描述较为具体和详细, 但并不能因此而理解为对本发明专利范围的限制。应当指出的是, 对于本领域的普通技术人员来说, 在不脱离本发明构思的前提下, 还可以做出若干变形和改进, 这些都属于本发明的保护范围。因此, 本发明的保护范围应以所附权利要求为准。

权利要求书

1、一种生理参数处理方法，其特征在于，包括如下步骤：

获取两个以上生理信号；

分别对所述两个以上生理信号进行分析，得到各生理信号的信号质量指数；

分别对所述两个以上生理信号进行处理，获得由各生理信号得到的同种生理参数；及

根据所述各生理信号的信号质量指数对所述由各生理信号得到的同种生理参数进行融合，得到融合后的生理参数。

2、根据权利要求 1 所述的生理参数处理方法，其特征在于，在所述根据所述各生理信号的信号质量指数对所述由各生理信号得到同种生理参数进行融合的步骤中：用加权平均的方法对所述由各生理信号得到的同种生理参数进行融合，由所述各生理信号的信号质量指数确定由各生理信号得到的同种生理参数的权重。

3、根据权利要求 2 所述的生理参数处理方法，其特征在于，根据预设的信号质量指数与权重的对应关系确定由各生理信号得到的同种生理参数的权重，信号质量指数反映信号质量好的生理信号的生理参数的权重大于信号质量指数反映信号质量差的生理信号的生理参数的权重。

4、根据权利要求 2 所述的生理参数处理方法，其特征在于，所述由各生理信号得到的生理参数的权重的步骤包括：

根据历史由各生理信号得到的同种生理参数和经确认的生理参数，确定由各生理信号得到的同种生理参数的融合系数；

根据各生理信号的信号质量指数及其得到的同种生理信号的融合系数，确定由各生理信号得到的同种生理参数的权重。

5、根据权利要求 1 所述的生理参数处理方法，其特征在于，所述分别对所述两个以上生理信号进行分析，得到各生理信号的信号质量指数的步骤包括：

分别获得表征信号特征或状态的各生理信号的子信号质量指数；

通过对获得的各生理信号的子信号质量指数进行计算，得到各生理信号的综合信号质量指数，将所述各生理信号的综合信号质量指数作为该生理信号的信号

质量指数。

6、根据权利要求 1 所述的生理参数处理方法，其特征在于，所述分别对所述两个以上生理信号进行分析，得到各生理信号的信号质量指数的步骤包括：

分别获得表征信号特征或状态的各生理信号的子信号质量指数；

通过对获得的各生理信号的子信号质量指数进行计算，得到各生理信号的综合信号质量指数；

修正各生理信号的综合信号质量指数，并将修正后的综合信号质量指数作为该生理信号的信号质量指数。

7、根据权利要求 5 所述的生理参数处理方法，其特征在于，所述子信号质量指数包括表征能量大小、表征信号纯度、表征 QRS 波特征、表征室颤类型、表征有效信号占有所有信号的比例、表征基漂大小、表征高频噪声大小、表征噪声大小、表征不同算法检测结果差异/相同中的一种或多种。

8、一种生理参数处理系统，其特征在于，包括：

接收模块，获取两个以上生理信号；

信号质量指数模块，分别对所述两个以上生理信号进行分析，得到各生理信号的信号质量指数；

获取模块，分别对所述两个以上生理信号进行处理，获得由各生理信号得到的同种生理参数；及

融合模块，根据所述各生理信号的信号质量指数对所述由各生理信号得到的同种生理参数进行融合，得到融合后的生理参数。

9、根据权利要求 8 所述的生理参数处理系统，其特征在于，所述融合模块用加权平均的方法对由各生理信号得到的同种生理参数进行融合，由各生理信号的信号质量指数确定由各生理信号得到的同种生理参数的权重。

10、根据权利要求 9 所述的生理参数处理系统，其特征在于，所述融合模块根据预设的信号质量指数与权重的对应关系确定由各生理信号得到的同种生理参数的权重，信号质量指数反映信号质量好的生理信号的生理参数的权重大于信号质量指数反映信号质量差的生理信号的生理参数的权重。

11、根据权利要求 9 所述的生理参数处理系统，其特征在于，所述融合模块

包括:

系数单元, 根据历史由各生理信号得到的同种生理参数和经确认的生理参数, 确定由各生理信号得到的同种生理参数的融合系数;

权重单元, 根据各生理信号的信号质量指数及其得到的同种生理信号的融合系数, 确定由各生理信号得到的同种生理参数的权重。

12、根据权利要求 8 所述的生理参数处理系统, 其特征在于, 所述信号质量指数模块包括:

子信号质量指数单元, 分别获得表征信号特征或状态的各生理信号的子信号质量指数;

第一综合信号质量指数单元, 通过对获得的各生理信号的子信号质量指数进行计算, 得到各生理信号的综合信号质量指数, 将所述各生理信号的综合信号质量指数作为该生理信号的信号质量指数。

13、根据权利要求 8 所述的生理参数处理系统, 其特征在于, 所述信号质量指数模块包括:

子信号质量指数单元, 分别获得表征信号特征或状态的各生理信号的子信号质量指数;

第二综合信号质量指数单元, 通过对获得的各生理信号的子信号质量指数进行计算, 得到各生理信号的综合信号质量指数;

修正单元, 修正各生理信号的综合信号质量指数, 并将修正后的综合信号质量指数作为该生理信号的信号质量指数。

14、根据权利要求 12 所述的生理参数处理系统, 其特征在于, 所述子信号质量指数包括表征能量大小、表征信号纯度、表征 QRS 波特征、表征室颤类型、表征有效信号占有所有信号的比例、表征基漂大小、表征高频噪声大小、表征噪声大小、表征不同算法检测结果差异/相同中的一种或多种。

15、一种包含权利要求 8 所述的生理参数处理系统的监护设备。

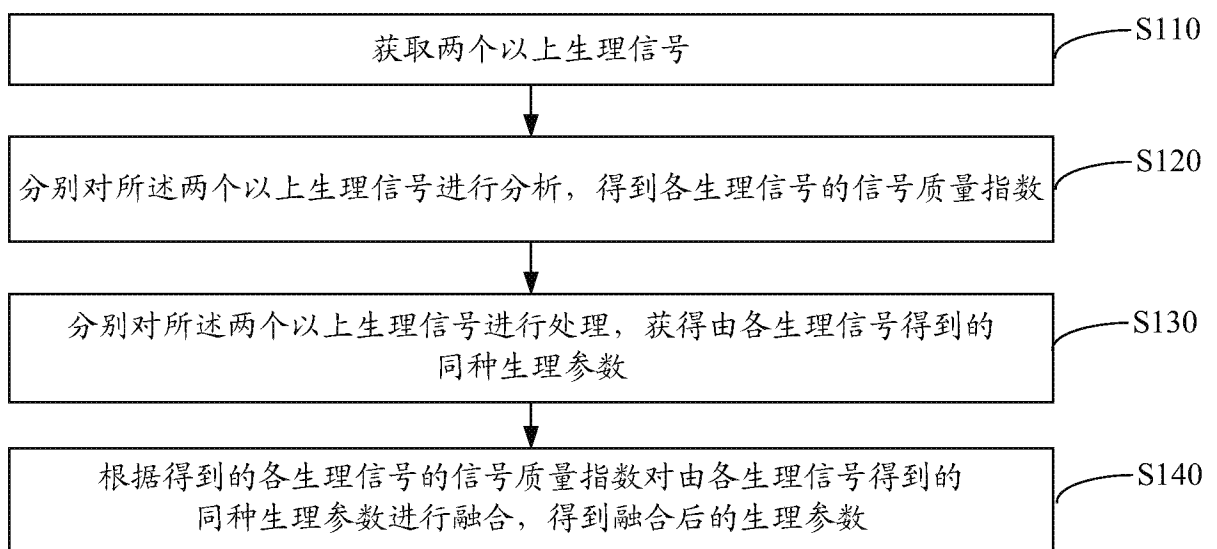


图 1

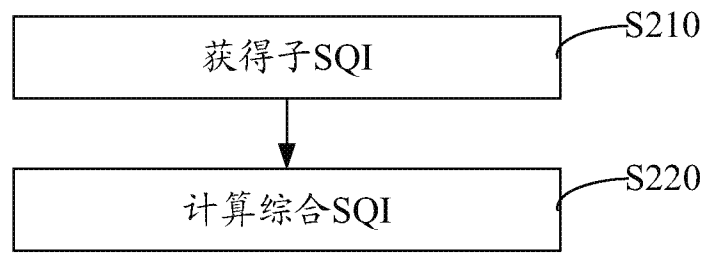


图 2

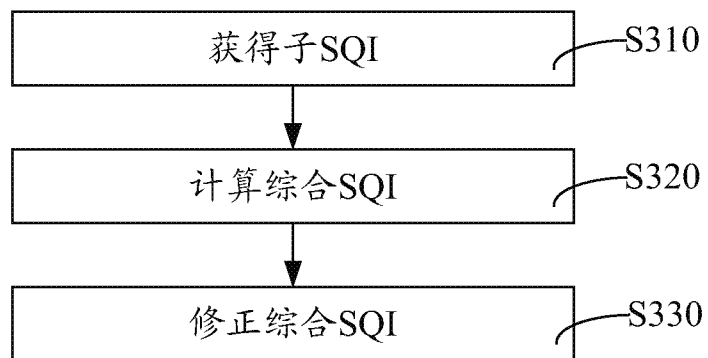


图 3

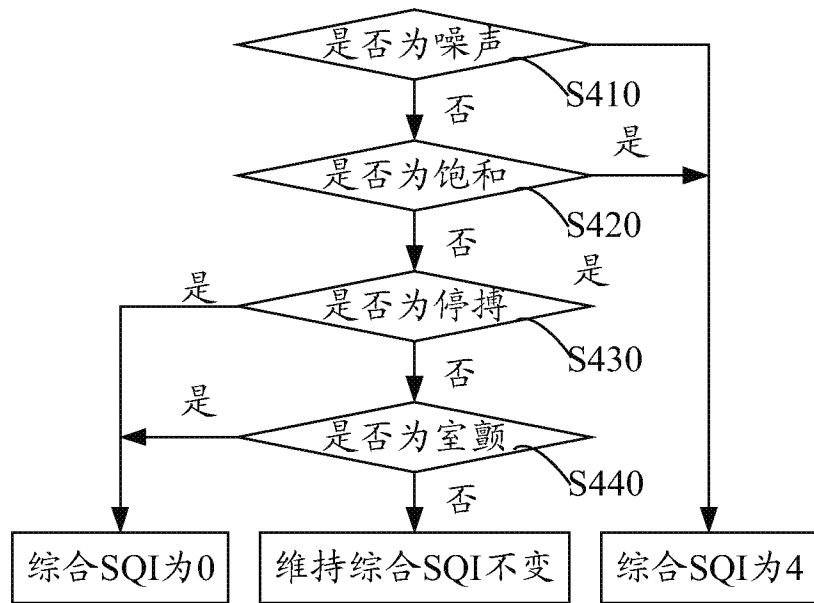


图 4

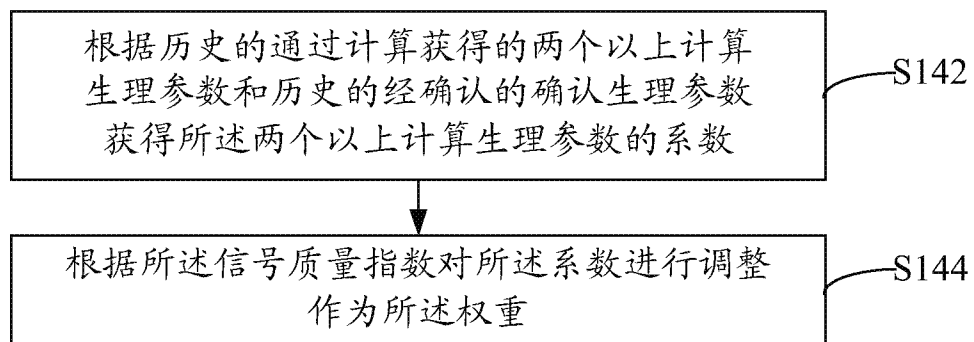


图 5

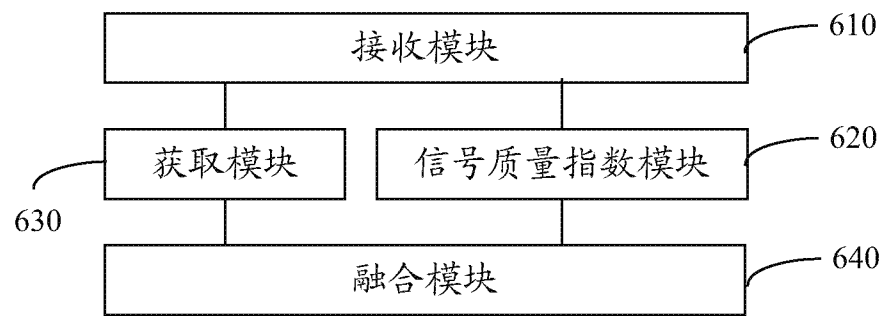


图 6

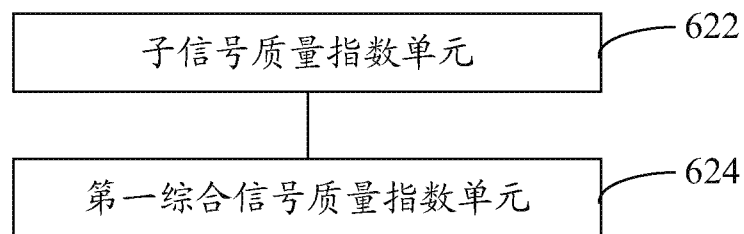


图 7

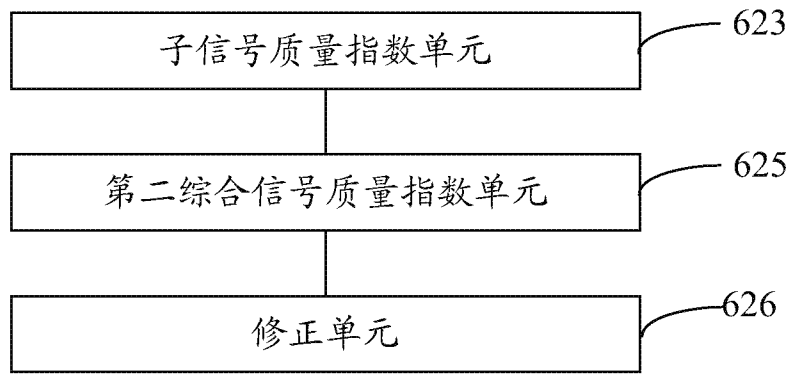


图 8

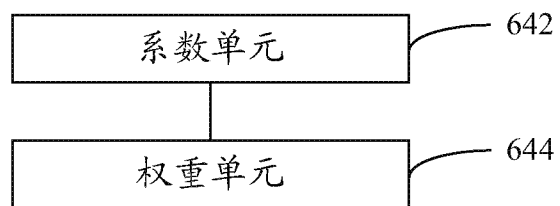


图 9

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2014/074131

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G06F 19/00 (2011.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

G06F; H04W; H04Q 7/-

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

WPI; EPODOC; CNKI; CNPAT: physiological, sign, signal quality, indicate, index, biotic, parameter, soi, amalgamation, weight

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	CN 102316792 A (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.), 11 January 2012 (11.01.2012), description, paragraphs [0006]-[0057]	1-15
A	CN 101683260 A (SHENZHEN MINDRAY BIO-MEDICAL ELECTRONICS CO., LTD.), 31 March 2010 (31.03.2010), the whole document	1-15
A	CN 102283642 A (SHENZHEN INSTITUTES OF ADVANCED TECHNOLOGY, CHINESE ACADEMY OF SCIENCES et al.), 21 December 2011 (21.12.2011), the whole document	1-15

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date	“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	“&” document member of the same patent family
“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 09 May 2014 (09.05.2014)	Date of mailing of the international search report 27 May 2014 (27.05.2014)
Name and mailing address of the ISA/CN: State Intellectual Property Office of the P. R. China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing 100088, China Facsimile No.: (86-10) 62019451	Authorized officer LV, Yuan Telephone No.: (86-10) 62413388

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2014/074131

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 102316792 A	11 January 2012	EP 2429381 A1	21 March 2012
		WO 2010095064 A1	26 August 2010
		RU 2011138250 A	27 March 2013
		JP 2012517849 A	09 August 2012
		US 2011316704 A1	29 December 2011
		INCHENP 201106483 E	29 December 2011
CN 101683260 A	31 March 2010	CN 101683260 B	30 May 2012
CN 102283642 A	21 December 2011	None	

A. 主题的分类		
G06F 19/00(2011.01) i		
按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类		
B. 检索领域		
检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)		
G06F; H04W; H04Q7/-		
包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献		
在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称, 和使用的检索词(如使用))		
WPI; EPDOC; CNKI; CNPAT: 生理, 参数, 体征, 信号质量, 指示, 指数, 融合, 加 权, biotic, parameter, SQI, amalgamation, weight		
C. 相关文件		
类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
X	CN 102316792A (皇家飞利浦电子股份有限公司) 2012年 1月 11日 (2012 - 01 - 11) 说明书第[0006]-[0057]段	1-15
A	CN 101683260A (深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司) 2010年 3月 31日 (2010 - 03 - 31) 全文	1-15
A	CN 102283642A (中国科学院深圳先进技术研究院等) 2011年 12月 21日 (2011 - 12 - 21) 全文	1-15
☐ 其余文件在C栏的续页中列出。 ☒ 见同族专利附件。		
* 引用文件的具体类型: “A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件 “E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利 “L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的) “O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件 “P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件 “T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件 “X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性 “Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性 “&” 同族专利的文件		
国际检索实际完成的日期		国际检索报告邮寄日期
2014年 5月 09日		2014年 5月 27日
ISA/CN的名称和邮寄地址		授权官员
中华人民共和国国家知识产权局(ISA/CN) 北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088 中国		吕源
传真号 (86-10)62019451		电话号码 (86-10)62413388

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2014/074131

检索报告引用的专利文件		公布日 (年/月/日)	同族专利		公布日 (年/月/日)
CN	102316792A	2012年 1月 11日	EP	2429381A1	2012年 3月 21日
			WO	2010095064A1	2010年 8月 26日
			RU	2011138250A	2013年 3月 27日
			JP	2012517849A	2012年 8月 09日
			US	2011316704A1	2011年 12月 29日
			IN	CHENP201106483E	2011年 12月 29日
CN	101683260A	2010年 3月 31日	CN	101683260B	2012年 5月 30日
CN	102283642A	2011年 12月 21日	无		