

(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
2018 年 11 月 8 日 (08.11.2018)



(10) 国际公布号
WO 2018/201683 A1

(51) 国际专利分类号:
A61B 5/00 (2006.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2017/110350

(22) 国际申请日: 2017 年 11 月 10 日 (10.11.2017)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(30) 优先权:
201710304322.9 2017年5月3日 (03.05.2017) 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: 刘三超(LIU, Sanchao); 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(SHU, 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)。 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)。 孙白雷(SUN, Bailei); 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)。 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)。 刘立汉(LIU, Lihan); 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)。 李明(LI, Ming); 中国

(54) Title: METHOD AND DEVICE FOR IDENTIFYING HOMOLOGY OF PHYSIOLOGICAL SIGNALS

(54) 发明名称: 生理信号的同源性识别方法及装置

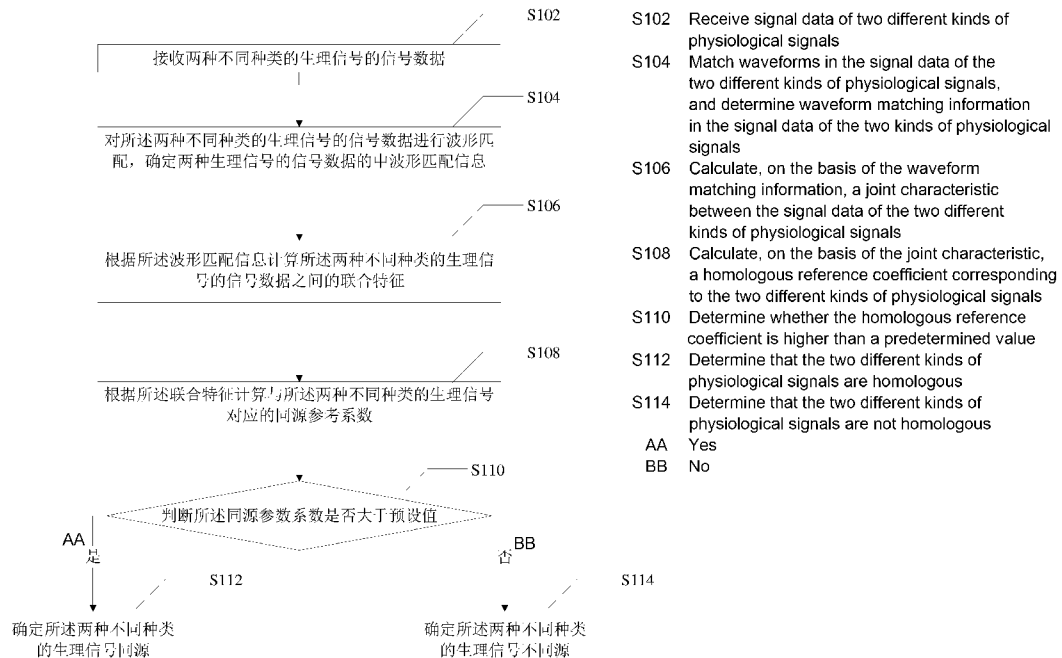


图 1

(57) Abstract: A method and device for identifying homology of physiological signals. The method comprises: receiving signal data of two different kinds of physiological signals (S102); matching waveforms in the signal data of the two different kinds of physiological signals, and determining waveform matching information in the signal data of the two kinds of physiological signals (S104); calculating, on the basis of the waveform matching information, a joint characteristic between the signal data of the two different kinds of physiological signals (S106); calculating, on the basis of the joint characteristic, a homologous reference coefficient corresponding to



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: 广州三环专利商标代理有限公司
(SCIHEAD IP LAW FIRM); 中国广东省广州市
越秀区先烈中路80号汇华商贸大厦1508
室, Guangdong 510070 (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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB,
GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS,
JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK,
LR, LS, 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, ST, 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, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI,
CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布:

— 包括国际检索报告(条约第21条(3))。

the two different kinds of physiological signals (S108); and determining whether the two different kinds of physiological signals are homologous in the circumstance where the homologous reference coefficient is higher than a predetermined value. The method and device for identifying homology of physiological signals can determine whether a plurality of signals from a monitor come from the same patient, improving the reliability of data analysis of the monitor.

(57) 摘要: 一种生理信号的同源性识别方法及装置, 其中该方法包括: 接收两种不同种类的生理信号的信号数据(S102); 对该两种不同种类的生理信号的信号数据进行波形匹配, 确定该两种生理信号的信号数据中的波形匹配信息(S104); 根据该波形匹配信息计算该两种不同种类的生理信号的信号数据之间的联合特征(S106); 根据该联合特征计算与该两种不同种类的生理信号对应的同源参考系数(S108); 在该同源参考系数大于预设值的情况下, 确定该两种不同种类的生理信号同源。采用该生理信号的同源性识别方法及装置, 可判断监护仪中的多种信号是否来自于同一个病人, 提高监护仪的数据分析的可信度。

生理信号的同源性识别方法及装置

技术领域

本发明涉及医学仪器控制的技术领域，尤其涉及一种生理信号的同源性识别方法及装置。

背景技术

随着医学技术的发展以及终端技术的发展，对病人的各种生理状况进行检测的监护仪的功能也从单一的生理信号的监测发展到了多种生理信号的监测，对病人的生理信号进行分析的方法也从单一信号的分析发展到了多参数融合分析，以提高分析结果的可靠性和准确度。即，同一监护仪可以对病人的多种生理信号进行监测，例如，可以对病人的心电信号、血压、血氧信号等多项参数同时进行检测，并根据获取到的多项参数的观测数据对用户当前的身体状态进行分析和判断，相较于对用户当前的单一生理信号的观测结果进行分析的方案，提高了分析结果的可靠性和准确度。

但是，虽说监护仪可以同时监测病人的多项生理参数并进行融合分析，减少了监护仪的误报或漏报，但是，在监护仪短缺或者其他特殊情况下，也可能使用一台监护仪来监测两个或者多个病人的不同种类的生理信号，例如，使用监护仪 A 监测病人 B 的心电信号，并同时监测病人 C 的血压以及血氧信号。而对于现有的监护仪来说，并不能区别当前检测到的多种信号是否来自于同一个病人，在进行多参数融合分析时，只会根据当前仪器检测到的所有的信号进行分析，而不会去区分不同的信号所来自的病人。也就是说，一旦监护仪被用于对不止一个病人的生理信号的监测，监护仪在进行融合分析时会根据多个病人的不同种类的生理信号进行分析，因为进行融合分析的多种生理信号来自于不同的病人，并且各个病人的具体情况存在差异，这就会产生分析的结果出现严重的误报或者漏报，导致多参数融合分析的可信度大幅下降。

发明内容

基于此，为解决传统技术中的对监护仪监测到的多种生理信号进行多参数

融合分析时因为不能区别当前的多种生理信号是否来自于同一个病人而存在的可信度不足的技术问题，特提出了一种生理信号的同源性识别方法。

一种生理信号的同源性识别方法，包括：

接收两种不同种类的生理信号的信号数据；

对所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行波形匹配，确定所述两种生理信号的信号数据中的波形匹配信息；

根据所述波形匹配信息计算所述两种不同种类的生理信号的信号数据之间的联合特征；

根据所述联合特征计算与所述两种不同种类的生理信号对应的同源参考系数；

在所述同源参考系数大于预设值的情况下，确定所述两种不同种类的生理信号同源。

可选的，在其中一个实施例中，所述根据所述波形匹配信息计算所述两种不同种类的生理信号的信号数据之间的联合特征包括：

根据所述波形匹配信息确定所述两种不同种类的生理信号中匹配的波峰，计算所述两种不同种类的生理信号中匹配的波峰对应的时间点的差值序列，将所述差值序列作为所述两种不同种类的生理信号的信号数据之间的联合特征。可选的，在其中一个实施例中，所述接收两种不同种类的生理信号的信号数据之后还包括：

对所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行高通滤波处理和低通滤波处理。

可选的，在其中一个实施例中，所述接收两种不同种类的生理信号的信号数据之后还包括：

分别提取所述两种不同种类的生理信号的信号数据的特征数据；

根据预设的信号质量参数计算公式计算与所述特征数据对应的信号质量参数；

在所述信号质量参数不满足预设的信号质量参数阈值的情况下，确定与该信号质量参数对应的所述生理信号的信号数据是无效的；

在所述信号质量参数满足预设的信号质量参数阈值的情况下，执行所述对

所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行波形匹配。

可选的,在其中一个实施例中,所述分别提取所述两种不同种类的生理信号的信号数据的特征数据之后还包括:

针对任意种类的生理信号,确定该生理信号的信号类型,确定与所述信号类型对应的单信号参数类型;

根据预设的单信号参数计算公式以及所述特征数据,计算与该生理信号对应的单信号参数;

判断所述单信号参数是否满足预设的单信号参数阈值;

在所述单信号参数满足预设的单信号参数阈值时,执行所述对所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行波形匹配;

在所述单信号参数不满足预设的单信号参数阈值时,生成信号异常的提示信息并提示用户。

可选的,在其中一个实施例中,所述对所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行波形匹配之前还包括:

针对所述两种不同种类的生理信号的信号数据,判断所述信号数据的数据量大小是否大于或等于预设的数据量阈值,若是,则执行所述对所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行波形匹配;若否,则继续执行所述接收两种不同种类的生理信号的信号数据。

可选的,在其中一个实施例中,所述根据所述联合特征计算与所述两种不同种类的生理信号对应的同源参考系数还包括:

根据预设的同源参考系数计算公式以及所述差值序列,计算与所述两种不同种类的生理信号对应的同源参考系数。

可选的,在其中一个实施例中,所述根据所述联合特征计算与所述两种不同种类的生理信号对应的同源参考系数还包括:

计算所述差值序列的平均值或均方差作为与所述两种不同种类的生理信号对应的同源参考系数。

可选的,在其中一个实施例中,所述对所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行波形匹配之前还包括:

对所述两种不同种类的生理信号的信号数据分别进行傅里叶变换,得到变

换信号数据;

所述对所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行波形匹配具体为:

对所述两种不同种类的生理信号的信号数据对应的变换信号数据进行波形匹配。

此外,为解决传统技术中的对监护仪监测到的多种生理信号进行多参数融合分析时因为不能区别当前的多种生理信号是否来自于同一个病人而存在的可信度不足的技术问题,特提出了一种生理信号的同源性识别装置。

一种生理信号的同源性识别装置,包括:

信号数据接收模块,用于接收两种不同种类的生理信号的信号数据;

波形匹配模块,用于对所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行波形匹配,确定所述两种生理信号的信号数据中的波形匹配信息;

联合特征获取模块,用于根据所述波形匹配信息计算所述两种不同种类的生理信号的信号数据之间的联合特征;

同源参考系数计算模块,用于根据所述联合特征计算与所述两种不同种类的生理信号对应的同源参考系数;

同源识别模块,用于在所述同源参考系数大于预设值的情况下,确定所述两种不同种类的生理信号同源。

可选的,在其中一个实施例中,所述联合特征获取模块还用于根据所述波形匹配信息确定所述两种不同种类的生理信号中匹配的波峰,计算所述两种不同种类的生理信号中匹配的波峰对应的时间点的差值序列,将所述差值序列作为所述两种不同种类的生理信号的信号数据之间的联合特征。

可选的,在其中一个实施例中,所述装置还包括数据预处理模块,用于对所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行高通滤波处理和低通滤波处理。

可选的,在其中一个实施例中,所述装置还包括信号质量参数计算模块,用于分别提取所述两种不同种类的生理信号的信号数据的特征数据;根据预设的信号质量参数计算公式计算与所述特征数据对应的信号质量参数;在所述信号质量参数不满足预设的信号质量参数阈值的情况下,确定与该信号质量参数对应的所述生理信号的信号数据是无效的;在所述信号质量参数满足预设的信号质量参数阈值的情况下,调用所述波形匹配模块。

可选的，在其中一个实施例中，所述装置还包括单信号参数计算模块，用于针对任意种类的生理信号，确定该生理信号的信号类型，确定与所述信号类型对应的单信号参数类型；根据预设的单信号参数计算公式以及所述特征数据，计算与该生理信号对应的单信号参数；判断所述单信号参数是否满足预设的单信号参数阈值；在所述单信号参数满足预设的单信号参数阈值时，执行所述对所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行波形匹配；在所述单信号参数不满足预设的单信号参数阈值时，生成信号异常的提示信息并提示用户。

可选的，在其中一个实施例中，所述装置还包括缓冲区填充模块，用于针对所述两种不同种类的生理信号的信号数据，判断所述信号数据的数据量大小是否大于或等于预设的数据量阈值，在所述信号数据的数据量大小大于或等于预设的数据量阈值的情况下，调用所述波形匹配模块；在所述信号数据的数据量大小小于预设的数据量阈值的情况下，调用所述信号数据接收模块。

可选的，在其中一个实施例中，所述同源参考系数计算模块还用于根据预设的同源参考系数计算公式以及所述差值序列，计算与所述两种不同种类的生理信号对应的同源参考系数。

可选的，在其中一个实施例中，所述同源参考系数计算模块还用于计算所述差值序列的平均值或均方差作为与所述两种不同种类的生理信号对应的同源参考系数。

可选的，在其中一个实施例中，所述装置还包括信号数据变换模块，用于对所述两种不同种类的生理信号的信号数据分别进行傅里叶变换，得到变换信号数据；

所述波形匹配模块还用于对所述两种不同种类的生理信号的信号数据对应的变换信号数据进行波形匹配。

实施本发明实施例，将具有如下有益效果：

采用了上述生理信号的同源性识别方法和装置之后，在监护仪监测到多种不同种类的生理信号的信号数据的情况下，通过对监测到的不同种类的生理信号的信号数据的联合特征的提取和计算，来确定可以标识两种不同种类的生理信号是同源的可能的同源参考参数的大小，从而判断两个生理信号是否是同源的。也就是说，可以对监护仪监测到的多项数据自动进行同源性分析，避免

了监护仪在同时监测不同的病人的生理数据的情况下对监测到的多项数据进行融合分析的过程中,因为无法区别监测到的数据是否是来自于同一个病人导致的分析结果不准确的缺陷,从而提高了数据分析的结果的准确度和可信度。

附图说明

为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述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例,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。

其中:

图 1 为一个实施例中一种生理信号的同源性识别方法的流程示意图;

图 2 为一个实施例中两种不同种类的生理信号的波形匹配示意图;

图 3 为一个实施例中波形匹配的流程示意图;

图 4 为一个实施例中同源的两种不同种类的生理信号的波形匹配的示意图;

图 5 为一个实施例中同源的两种不同种类的生理信号的波形匹配的示意图;

图 6 为一个实施例中不同源的两种不同种类的生理信号的波形匹配的示意图;

图 7 为一个实施例中针对生理信号进行单信号分析的流程示意图;

图 8 为一个实施例中针对生理信号进行单信号分析的各个模块之间的组成示意图;

图 9 为一个实施例中使用生理信号进行缓冲区填充的流程示意图;

图 10 为一个实施例中针对两种不同种类的生理信号的信号数据是否同源进行识别的流程示意图;

图 11 为一个实施例中针对两种不同种类的生理信号的信号数据是否同源进行识别的各个模块之间的结构示意图;

图 12 为一个实施例中对心电信号和血氧信号是否同源进行识别的流程示意图;

图 13 为一个实施例中两种不同种类的生理信号的同源性分析过程的示意图；

图 14 为一个实施例中一种生理信号的同源性识别装置的结构示意图；

图 15 为一个实施例中运行前述生理信号的同源性识别方法的计算机设备的结构示意图。

具体实施方式

下面将结合本发明实施例中的附图，对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述，显然，所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例，而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例，本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例，都属于本发明保护的范围。

为解决传统技术中的对监护仪监测到的多种生理信号进行多参数融合分析时因为不能区别当前的多种生理信号是否来自于同一个病人而存在的可信度不足的技术问题，在本实施例中，特提出了一种生理信号的同源性识别方法，该方法的实现可依赖于计算机程序，该计算机程序可运行于基于冯诺依曼体系的计算机系统之上，该计算机程序可以是生理信号的同源性分析的应用程序，也可以是基于监护仪的数据分析的数据同源性分析的应用程序。该计算机系统可以是运行上述计算机程序的例如监护仪的终端设备。

在本实施例中，同一个监护仪可以监测多种不同类型的生理信号的相关数据，例如，可以同时监测病人的心电信号、血压信号、血氧信号等多种可以连续进行测量的生理信号。需要说明的是，在本实施例中，生理信号限于可以连续进行监测的生理信号，因为只有连续不断的信号所对应的数据才可以进行历史趋势以及病情监测的分析。也就是说，监护仪连续不断的监测病人的多种不同种类的生理信号，并获取对应的信号数据，以用于病情分析。

在医护人员误操作或者在设备短缺的情况下，一台监护仪也可能被用于监测多个不同的病人的生理信号，在这种情况下，就需要区分每一种监测到的生理信号之间是否是属于同一个病人，以免对多个不同的病人的生理信号进行融

合分析得到不可信的结果。

具体的，如图 1 所示，上述生理信号的同源性识别方法包括如下步骤 S102-S114：

步骤 S102：接收两种不同种类的生理信号的信号数据。

在本实施例中，在对不同种类的生理信号的信号数据是否同源进行分析时，是针对两种不同种类的生理信号的信号数据是否同源进行分析的。在监护仪监测到不止两种类型的生理信号的信号数据时，可以分别在多个信号数据之间两两进行同源性分析，或者，针对所有的监测到的信号数据进行同源性分析。

生理信号的不同种类，是指生理信号的类型或者种类不同，至少是测量原理不同；例如，其一为心电信号，其二为血氧信号，为两种不同种类的生理信号。为了方便叙述，将监护仪监测的两种不同同类的生理信号分别称为生理信号 A 和生理信号 B。

在本实施例中，在监护仪检测到病人的送给监护仪中的数据分析模块，或者发送给其他专门用于数据分析的终端设备，以生理信号之后，即获取与检测到的生理信号对应的数据，并发确定监测到的不同种类的生理信号的信号数据是否是同源的。

步骤 S104：对所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行波形匹配，确定所述两种生理信号的信号数据中的波形匹配信息。

在本实施例中，对两种不同种类的生理信号的信号数据进行波形匹配的方式，可以是针对两种不同种类的生理信号的信号数据中的波形进行匹配。例如，在同一个波形图像展示页面中，其中一个生理信号的信号数据所对应的波形在上，下方对应的展示另一个生理信号的信号数据所对应的波形，从而确定二者之间的波形的匹配方式。

正常情况下，生理信号 A 的波峰对应生理信号 B 的一个波峰，而在受到其他外因的影响的情况下，生理信号 A 的波峰与生理信号 B 的波峰将无法一一对应。通过波形匹配，可以确定生理信号 A 的波峰具体对应了生理信号 B 的哪一个波峰，从而确定两种不同种类的生理信号的信号数据中的波形之间的对应关系。

以确定波峰之间的匹配关系为例，在图 2 所示的应用场景中，图 2 展示了

一个波形匹配的实例图，其中，一为心电信号（EGG，一种电生理信号），一为血氧信号（SPO2，一种机械生理信号）。在监护仪同时监测心电信号和血氧信号时，可以在监护仪的数据显示窗口中同时展示监测到的心电信号以及血氧信号。在图 2 中，给出了心电信号与血氧信号的波峰之间的对应关系，即确定了心电信号与血氧信号对应的信号数据中的波峰的匹配方式，并且，确定了心电信号的每一个波峰应该对应血氧信号的信号数据中的哪一个波峰。

可选的，在本实施例中，在进行波形匹配之前，还需要判断获取到的生理信号的信号数据中的波形是否是有效的，例如，在暂时受到外因干扰的情况下，可能导致监测到的生理信号的信号数据中的部分波形无法与另一个生理信号的信号数据的波形进行匹配，即检测到的生理信号的信号数据中的部分数据是无效的。

具体的，在一个可选的实施例中，在对所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行波形匹配并确定所述两种生理信号的信号数据中的波形匹配信息之前，还需要确定生理信号 A 以及生理信号 B 所分别对应的信号数据中的数据时有效的，即确定信号数据中的波峰或波谷等数据是有效的。

如图 3 所示，在确定上述波形匹配信息时，需要确定生理信号 A 以及生理信号 B 分别对应的信号数据中，对应的波峰所对应的时间戳之间的时间间隔是否在预设的时间之内，若是，则这两个波峰是匹配的。而在确定波形匹配信息之前，还需要判断监测到的生理信号的信号数据是否是有效的，例如，在监测时受到外因信号的影响，导致监测到的信号数据存在极大的误差，则对应的信号数据时无效的。

需要说明的是，在本实施例中，判断检测到的生理信号的信号数据是否是有效的，可以有多种判断方式，例如，针对生理信号的信号类型，计算与该信号类型对应的信号质量参数；或者，判断该生理信号的信号数据是否包含的满足预设的无效条件的信号数据等，在本实施例中并不做限制。

步骤 S106：根据所述波形匹配信息计算所述两种不同种类的生理信号的信号数据之间的联合特征。

联合特征是指生理信号 A 与生理信号 B 之间具有典型生理对应关系的特征，例如，心电信号与血氧信号的信号数据所对应的波形均与被监测的病人的

心跳频率等情况相关。在本实施例中，联合特征的获取，可以通过对生理信号的信号数据的波形匹配信息并结合生理信号 A 与生理信号 B 的其他信号特征（例如，匹配的波峰对应的时间戳的时间间隔、生理信号中波峰的间隔时间等）来获取生理信号 A 与生理信号 B 之间具有典型生理对应关系的特征。一般来讲，联合特征可以清晰的表明多个不同种类的生理信号是否是同源的。

在一个具体的实施例中，上述根据所述波形匹配信息计算所述两种不同种类的生理信号的信号数据之间的联合特征的步骤具体为：根据所述波形匹配信息确定所述两种不同种类的生理信号中匹配的波峰，计算所述两种不同种类的生理信号中匹配的波峰对应的时间点的差值序列，将所述差值序列作为所述两种不同种类的生理信号的信号数据之间的联合特征。也就是说，联合特征为两种不同种类的生理信号中匹配的波峰对应的时间点的差值序列。

具体的，联合特征包括有生理信号 A 与生理信号 B 中匹配的波峰所对应的时间戳之间的差值数据。例如，在步骤 S104 中，确定了生理信号 A 的信号数据中所包含的每一个波峰所匹配的生理信号 B 的信号数据中的波峰，二者即为匹配的波峰。例如，在图 2 所示，确定了两个生理信号的信号数据中匹配的波峰。然后计算所有的匹配的波峰中，其分别对应的时间戳的时间差值，从而得到一个差值序列。该差值序列可以表示生理信号 A 与生理信号 B 之间的对应关系是否发生改变。例如，在生理信号 A 为心电信号、生理信号 B 为血氧信号的情况下，二者所对应的波峰或者波谷均是与被监测的病人的心跳所相关的，因此，计算得到的差值序列应该是一个均值序列（即该序列中的每一个元素均相等），也就是说，在本实施例中，差值序列应为一个波动幅度较小的序列。

需要说明的是，在本实施例中，联合特征还可以包括两种不同种类的生理信号中匹配的波谷对应的时间点的差值序列，或者是，两种不同种类的生理信号的信号数据中，每一个相邻的波峰或波谷之间的周期长度的序列。

步骤 S108：根据所述联合特征计算与所述两种不同种类的生理信号对应的同源参考系数。

在本实施例中，同源参考系数可以表示步骤 S102 中接收到的两种不同种类的生理信号之间是同源的可能性大小，例如，同源参考系数的取值可以是

0~100，并且同源参考系数越大，两种不同种类的生理信号是同源的可能性越大。

在一个具体的实施例中，根据所述联合特征计算与所述两种不同种类的生理信号对应的同源参考系数还包括：根据预设的同源参考系数计算公式以及所述差值序列，计算与所述两种不同种类的生理信号对应的同源参考系数。

根据两种不同种类的生理信号中匹配的波峰对应的时间点的差值序列中包含的每一个元素，以及预设的同源参考系数计算步骤 S102 中监测到的两种不同种类的生理信号所对应的同源参考系数，例如，计算上述差值序列的平均值、或方差、均方差、最小残差，并将计算结果作为与该两种不同种类的生理信号对应的同源参考系数。

需要说明的是，在本实施例中，同源参考系数的计算方法不限于上述差值序列的平均值、或方差、均方差、最小残差等参数，也可以是其他可以直接表示两个生理信号的信号数据是否同源的参数。

步骤 S110：判断所述同源参考系数是否大于预设值，若是，在执行步骤 S112：确定所述两种不同种类的生理信号同源；若否，则执行步骤 S114：确定所述两种不同种类的生理信号不同源。

同源参考系数是一个数值，并且，数值越大，两个不同种类的生理信号的信号数据是同源的可能性越大，反之，数值越小，两个不同种类的生理信号的信号数据来自于同一个病人的可能性越小。例如，在同源参考系数为 100 时，判定上述两种不同种类的生理信号是同源的，在同源参考系数为 0 时，判定上述两种不同种类的生理信号是不同源的。

在实际应用中，可以设置同源参考系数的阈值为 80，在计算得到的同源参考系数大于 80 时确定两种不同种类的生理信号同源，反之，则确定两种不同种类的生理信号不同源。

在图 4 和图 5 中，给出了同源的两种不同种类的生理信号的波形匹配的示意图，在图 4 中，两个生理信号的信号数据中，每一个波峰之间均是对应的，且对应关系没有发生变化；在图 5 中，两个生理信号的有效信号数据中，每一个波峰之间均是对应的，且对应关系没有发生变化。

在另一个实施例中，如图 6 所示，两个生理信号的信号数据之间，并不是

每一个波峰之间均是一一对应的，并且，其对应关系也出现了异常，在此种情况下，可明确图 6 中展示的两个生理信号是不同源的。

步骤 S102-S114 是通过计算两种不同种类的生理信号的同源参考系数来判断监测到的两种不同种类的生理信号是否是同源的，步骤 S102 是信号采集的步骤，步骤 S104-S114 是信号源性分析的过程。

需要说明的是，在本实施例中，在接收到生理信号的信号数据之后，可选的步骤还包括，对接收到的信号数据进行预处理。具体的，预处理的方式包括了对信号数据进行滤波处理。具体的，上述接收两种不同种类的生理信号的信号数据之后还包括：对所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行高通滤波处理和低通滤波处理。

对信号数据进行高通滤波处理可以通过高通滤波器实现，在针对信号数据进行高通滤波处理之后，低于预设的临界值的低频信号被阻隔和减弱，也即低于预设的频率的数据会被衰减，可以用来消除生理信号的信号数据中的低频噪声。

对信号数据进行低通滤波处理可以通过预设的低通滤波器来实现，在针对监测到的信号数据进行低通滤波之后，高于预设的临界值的高频信号会被阻隔和减弱。也就是说，高于预设频率的数据会被衰减，可以用来消除监测到的生理信号的信号数据中的高频噪声。

在本实施例中，通过对监测到的生理信号的信号数据进行高通滤波处理以及低通滤波处理，可以滤除监测到的生理信号的信号数据中的高频噪声以及低频噪声，并滤除基线漂移，从而提高信号数据的可靠性。

例如，在一个具体的实施例中，针对心电信号（EGG）进行高通滤波处理（截止频率为 0.05Hz）以及低通滤波处理（截止频率为 40Hz）。在另一个具体的实施例中，针对血氧信号（SPO2）进行高通滤波处理（截止频率为 0.3Hz）以及低通滤波处理（截止频率为 5Hz）。

上述生理信号的信号数据的采集以及分析，都是基于生理信号基于时间的变化规律或者信号特征进行分析的，相当于提取的是生理信号的信号数据在时域上的特征。在另一个实施例中，在特征提取和计算的过程中，还可以基于生理信号在频域上的特征进行。

具体的，在一个可选的实施例中，所述对所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行波形匹配之前还包括：对所述两种不同种类的生理信号的信号数据分别进行傅里叶变换，得到变换信号数据；所述对所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行波形匹配为：对所述两种不同种类的生理信号的信号数据对应的变换信号数据进行波形匹配。

也就是说，在接收到生理信号的信号数据之后，对接收到的信号数据进行傅里叶变换，进行傅里叶变换之后得到的信号数据为变换信号数据。在进行波形匹配以及特征提取等操作时，均采用进行傅里叶变换之后的变换信号数据进行操作。

需要说明的是，在本实施例中，在将信号数据从时域上的信号数据转换成频域上的信号数据时，采用的变换不止可以是傅里叶变换，还可以是任意的其他的可以实现将时域数据变换成频域数据的变换。

在另一个实施例中，还可以采用任意的变换，例如小波变换、余弦变换等变换方式，将原来接收到的生理信号的信号数据进行变化之后再进行处理。

需要说明的是，上述针对接收到的生理信号的信号数据进行傅里叶变换等变换时，可以在接收到生理信号的信号数据之后进行，也可以在对信号数据进行预处理之后进行，但是需要在对信号数据进行波形匹配之前。

在另一个可选的实施例中，针对监测到的生理信号的信号数据或者进行预处理之后的信号数据，还可以按照预设的特征提取算法，提取其对应的特征数据，然后针对特征数据进行分析。

具体的，在接收两种不同种类的生理信号的信号数据之后还包括：分别提取所述两种不同种类的生理信号的信号数据的特征数据。需要说明的是，不同种类的生理信号其对应的特征数据不一样。例如，针对心电信号（EGG），提取其信号数据对应的特征数据的过程，可以是对信号数据进行 QRS 波（QRS complex）的检测和分类的过程，其中，QRS 波是反映心室收缩时心脏的电行为，是心电信号自动分析的基础。再例如，针对血氧信号（SPO2），提取其信号数据对应的特征数据的过程为监测 SPO2 的信号数据对应的 PLUS 波（脉冲波）的过程，而 PLUS 波是反映血氧信号的特征数据。

在提取到生理信号的信号数据的特征数据之后，即可根据该特征数据进行

特征分析，例如，将生理信号的信号数据所对应的特征数据作为步骤 S102 中监测到的生理信号的信号数据，以便在步骤 S104-S114 中进行同源性分析。

在另一个实施例中，针对单一的生理信号的信号数据所对应的特征数据，进行相应的数据分析，例如，计算与该生理信号的信号数据对应的信号质量参数，以判断检测到的信号数据是否达到预设的质量标准，如果达到，则说明监测到的信号数据达标，可以进行进一步的数据分析或者其他操作，反之，如果没有达到，则说明监测到的信号数据不达标，若用于进一步的数据分析，其得到的数据分析结果可能因为信号数据的质量不达标从而出现较大的误差，即数据分析结果的可靠性不足。

具体的，在提取到生理信号的信号数据的特征数据之后，根据预设的信号质量参数计算公式计算与所述特征数据对应的信号质量参数；在所述信号质量参数不满足预设的信号质量参数阈值的情况下，确定与该信号质量参数对应的所述生理信号的信号数据是无效的；在所述信号质量参数满足预设的信号质量参数阈值的情况下，执行所述对所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行波形匹配。

信号质量参数（signal quality index, SQI）可以反映出监测到的生理信号的信号数据对应的信号质量的高低，并且，信号质量参数的取值范围为 0~100，信号质量参数越高，其对应的生理信号的信号数据的质量越高。例如，信号数据的信噪比（signal-noise ratio, SNR）越低，信号质量参数越高。信号质量参数可以对监测到的生理信号的信号数据的质量给出客观的评价。

在一个具体的实施例中，生理信号为心电信号的情况下，其对应的特征数据为 QRS 波，在计算与之对应的信号参数质量时，可以先计算 QRS 波的信噪比（SNR），然后通过信噪比计算与心电信号对应的信号质量参数，或者，直接以信噪比作为心电信号对应的信号质量参数。

在本实施例中，信号质量参数的计算是为了判断当前监测到的生理信号是否满足条件，具体的，监测到的生理信号的信号数据所对应的信号质量参数是否满足预设的信号质量参数阈值，若满足，则判定其满足预设的条件，是可以进行进一步的处理的。反之，若监测到的生理信号的信号数据所对应的信号质量参数不满足预设的信号质量参数阈值，则说明相应的生理信号的信号数据不

满足预设的条件，若用于进一步的数据分析，可能会产生较大的误差，因此，认为该生理信号的信号数据是无效的。

在本实施例中，针对监测到的生理信号的信号数据，不仅需要判断其是否满足一定的信号质量，还需要判断其是否存在异常或者其他情况。例如，针对心电信号对应的信号数据，还需要判断其是否存在心率异常，若存在心率异常，则需要直接进行报警提示。

具体的，分别提取所述两种不同种类的生理信号的信号数据的特征数据之后还包括：针对任意种类的生理信号，确定该生理信号的信号类型，确定与所述信号类型对应的单信号参数类型；根据预设的单信号参数计算公式以及所述特征数据，计算与该生理信号对应的单信号参数；判断所述单信号参数是否满足预设的单信号参数阈值；在所述单信号参数不满足预设的单信号参数阈值时，生成信号异常的提示信息并提示用户。针对不同种类的生理信号，其对应的信号异常或者需要进行提示的情况也会不一样，例如，针对血氧信号来讲，其需要提示的情况与心电信号的心率异常不一样，而是在血氧过低时进行提示。因此，首先需要根据生理信号的信号类型确定与该信号类型对应的单信号参数类型，例如，心电信号即为计算心率，血氧信号为计算血氧浓度。

在需要计算的单信号参数类型确定之后，即可根据预设的单信号参数计算公式来计算监测到的生理信号的信号参数所对应的单信号参数。需要说明的是，在本实施例中，在计算单信号参数时，可以通过生理信号的信号数据来直接进行计算，也可以通过提取到的生理信号的信号数据所对应的特征数据来计算的。

在一个具体的实施例中，生理信号的信号类型为心电信号，对应的单信号参数类型为心率，通过对心电信号的信号数据提取到的 QRS 波数据中 QRS 波的位置信息计算对应的心率。

在另一个具体的实施例中，生理信号的信号类型为血氧信号，对应的单信号参数类型为血氧浓度，通过对心电信号的信号数据提取到的 PLUS 波数据中 PLUS 波的位置信息计算对应的脉冲，并根据 PLUS 波的交流和直流分量比来计算与血氧信号对应的血氧浓度。

进一步的，在本实施例中，在与生理信号的信号数据对应的单信号参数计

算得到之后，还需要判断该单信号参数是否满足预设的条件，例如，判断单信号参数是否满足预设的单信号参数阈值。例如，心率超过一定值或者心率低于一定数值的情况下，均属于异常情况。在本实施例中，针对每种生理信号的信号类型，均设置有与对应的单信号参数类型对应的单信号参数阈值，用来判断计算得到的单信号参数是否满足该单信号参数阈值。若满足，则说明当前监测到的生理信号的信号数据不存在异常或者需要进行提示的情况，可以继续进行同源性分析的下一个步骤；反之，若不满足，则说明当前监测到的生理信号的信号数据存在异常或者其他需要进行提示的情况，因此，需要提示用户以便用户及时进行处理。例如，在心率过低的情况下，以报警的形式提示用户。

需要说明的是，在本实施例中，在所述单信号参数不满足预设的单信号参数阈值时，不仅需要生成相应的提示信息来提示用户，还可以根据实际情况选择是否继续进行同源性的分析。因为，在生理信号的信号数据出现的异常的情况下，某一个信号数据出现异常，而其他信号数据可能出现异常、也可能不出现异常，在此种情况下，也需要对两种不同的生理信号之间是否是同源的进行分析，以便提高对病人病情分析的可靠性。

综上所述，在本实施例中，针对接收到的生理信号的信号数据，在进行同源性分析之前，需要对接收到的生理信号的信号数据进行数据预处理、特征数据提取、计算信号质量参数、计算单信号参数等多个步骤的单个生理信号的数据分析过程。在本实施例中，上述针对接收到的单个生理信号的信号数据，对信号数据进行数据预处理、特征数据提取、计算信号质量参数、计算单信号参数的过程，即为单信号分析的过程。

如图 7 所示，图 7 展示了针对生理信号 A 进行单信号分析的过程。在通过监护仪监测到病人的生理信号的信号数据之后，首先对该信号数据进行预处理，以提高后续的数据分析的可靠性；然后提取信号数据的特征数据，并分别计算对应的信号质量参数以及单信号参数，并判断计算得到的信号质量参数以及单信号参数是否满足预设条件，并在均满足预设条件的情况下，继续进行下一个步骤，例如，进行波形匹配并确定波形匹配信息。

在单信号分析的过程中，单信号分析的各个步骤或者操作均是由对应的模块来完成的，例如，对生理信号 A 的信号数据进行预处理的过程就是由数据

预处理模块来完成的。如图 8 所示，图 8 展示了单信号分析的过程中各个模块之间的数据关系。

在本实施例中，对监护仪监测到的病人的生理信号的信号数据对病人的身体情况进行分析，例如，分析病人的病人发展趋势。不管是以何种形式的数据分析方法进行分析，都需要病人在一段时间之内的相关数据才能进行准确的分析，例如，在进行分析的数据仅为病人在 30s 以内的被监测到的生理信号的信号数据情况下，监测到的信号数据仅仅能够表示病人在该 30s 以内的病情，并且，在 30s 内可能受到暂时的影响，并不能完全代表病人的病情。因此，一般来讲，为了提高对监护仪监测到的生理信号的信号数据进行分析的分析结果的准确性，在本实施例中，还需要监护仪监测到的信号数据达到一定的数据量。

具体的，对所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行波形匹配之前还包括：针对所述两种不同种类的生理信号的信号数据，判断所述信号数据的数据量大小是否大于或等于预设的数据量阈值，若是，则执行所述对所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行波形匹配；若否，则继续执行所述接收两种不同种类的生理信号的信号数据。

例如，设置一定数据量阈值，只有在监测到的信号数据所对应的数据量达到或者超过该数据量阈值的情况下，才对监测到的数据进行分析。也就是说，只有在监测到的信号数据所对应的数据量达到或者超过预设的数据量阈值的情况下，才会进行对监测到的不同种类的生理信号的信号数据进行同源性分析，否则，继续进行生理信号的信号数据的监测，以求达到预设的数据量。

在一个具体的实施例中，可以对监测到的生理信号的信号数据进行缓冲区填充，并且，缓冲区的存储量大小是预先进行设置的。然后，只有在监测到的生理信号的信号数据对缓冲区进行填充并累积达到一定的数据量之后，才进行同源性分析，例如，在检测到的生理信号的信号数据对缓冲区的填充溢出的情况下，对监测到的不同种类的生理信号进行波形匹配或者数据预处理。

例如，如图 9 所示，在接收到生理信号的信号数据以及对应的特征数据、信号质量参数、单信号参数之后，即可确定当前的信号数据是否是有效的，或者确定当前的信号数据是否需要报警或者提示。在信号数据是有效的、且不需要报警或提示等特殊情况下，使用信号数据对缓冲区进行填充，并在

达到预设的数据量大小的情况下,继续进行下一个操作步骤,例如,执行步骤 S104;反之,返回生理信号的信号数据的监测,即返回同源性分析的初始步骤中。

在另一个实施例中,如图 10 所示,图 10 展示了针对生理信号 A 和生理信号 B 是否同源的识别过程的流程示意图。根据图 10 所示,在监测到生理信号 A 与生理信号 B 的信号数据之后,首先对监测到的生理信号 A 的信号数据以及生理信号 B 的信号数据进行单信号分析(即信号预处理、特征数据提取、信号质量参数计算、单信号参数计算等),然后进行波形匹配确定两个生理信号的信号数据之间的波形匹配信息,并根据波形匹配信息确定与之对应的联合特征,并计算生理信号 A 与生理信号 B 之间的同源参考参数,最终根据同源参考参数来判断生理信号 A 与生理信号 B 是否是同源的。进一步的,在图 11 中给出了上述针对生理信号 A 与生理信号 B 是否同源的识别过程中的模块的组成,即信号监测模块、单信号分析模块以及信号同源性分析模块。

在一个具体的实施例中,生理信号 A 为心电信号(EGG),生理信号 B 为血氧信号(SPO2),针对监护仪检测到的心电信号以及血氧信号是否是同源的进行识别的过程可以如图 12 所示。

需要说明的是,在本实施例中,对两种不同种类的生理信号的信号数据是否是同源的判断的过程中,不仅可以根据同源参考系数来判断二者是否是同源的,还可以根据上述两桶不同种类的生理信号的信号数据的其他特征数据来进行判断。

在一个具体的实施例中,如图 13 所示,除了获取生理信号的信号数据所对应的特征数据、信号质量参数、单信号单数、联合特征以及同源参考系数之外,还可以获取生理信号 A 和生理信号 B 间期差(同一个生理信号下两个波形变化周期长度之间的差值)、峰峰差均值(生理信号 A 的波峰与生理信号 B 的波峰所对应的时间戳之间的差值的平均值)、最大值(生理信号 A 的波峰与生理信号 B 的波峰所对应的时间戳之间的差值的最大值)、最小值(生理信号 A 的波峰与生理信号 B 的波峰所对应的时间戳之间的差值的最小值)和比例。需要说明的,在判断两个不同种类的生理信号是否是同源的判断过程中,获取的参数不限于上述列举的参数,还可以包括其他可以展示两个信号数据之间的

同源性关系的其他参数或者特征数据。

如图 13 所示,根据生理信号 A 与生理信号 B 之间的若干个峰峰差的具体值是否保持不变、峰峰差是否小于间期的预设比例大小、最大值与最小值之间的差距等特征,逐步判断生理信号 A 的波形数据与生理信号 B 的波形数据是否是同步的,在绝对同步的情况下直接将同源参考系数设置为 100,即生理信号 A 与生理信号 B 是同源的,在绝对不同步的情况下直接将同源参考系数设置为 0,即生理信号 A 与生理信号 B 是不同源的。在不完全同步的情况下,根据峰峰差的变化规律,计算生理信号 A 的波峰数据与生理信号 B 的波峰数据之间同步的比例数,并根据该比例数以及同源性判断的历史数据来确定生理信号 A 与生理信号 B 是否是同源的。

此外,为解决传统技术中的对监护仪监测到的多种生理信号进行多参数融合分析时因为不能区别当前的多种生理信号是否来自于同一个病人而存在的可信度不足的技术问题,在一个实施例中,如图 14 所示,还提出了一种生理信号的同源性识别装置,包括信号数据接收模块 102、波形匹配模块 104、联合特征获取模块 106、同源参考系数计算模块 108、同源识别模块 110,其中:

信号数据接收模块 102,用于接收两种不同种类的生理信号的信号数据;

波形匹配模块 104,用于对所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行波形匹配,确定所述两种生理信号的信号数据中的波形匹配信息;

联合特征获取模块 106,用于根据所述波形匹配信息计算所述两种不同种类的生理信号的信号数据之间的联合特征;

同源参考系数计算模块 108,用于根据所述联合特征计算与所述两种不同种类的生理信号对应的同源参考系数;

同源识别模块 110,用于在所述同源参考系数大于预设值的情况下,确定所述两种不同种类的生理信号同源。

可选的,在其中一个实施例中,联合特征获取模块 106 还用于根据所述波形匹配信息确定所述两种不同种类的生理信号中匹配的波峰,计算所述两种不同种类的生理信号中匹配的波峰对应的时间点的差值序列,将所述差值序列作为所述两种不同种类的生理信号的信号数据之间的联合特征。

可选的，如图 14 所示，在其中一个实施例中，上述装置还包括数据预处理模块 112，用于对所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行高通滤波处理和低通滤波处理。

可选的，如图 14 所示，在其中一个实施例中，上述装置还包括信号质量参数计算模块 114，用于分别提取所述两种不同种类的生理信号的信号数据的特征数据；根据预设的信号质量参数计算公式计算与所述特征数据对应的信号质量参数；在所述信号质量参数不满足预设的信号质量参数阈值的情况下，确定与该信号质量参数对应的所述生理信号的信号数据是无效的；在所述信号质量参数满足预设的信号质量参数阈值的情况下，调用所述波形匹配模块 104。

可选的，如图 14 所示，在其中一个实施例中，上述装置还包括单信号参数计算模块 116，用于针对任意种类的生理信号，确定该生理信号的信号类型，确定与所述信号类型对应的单信号参数类型；根据预设的单信号参数计算公式以及所述特征数据，计算与该生理信号对应的单信号参数；判断所述单信号参数是否满足预设的单信号参数阈值；在所述单信号参数满足预设的单信号参数阈值时，执行所述对所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行波形匹配；在所述单信号参数不满足预设的单信号参数阈值时，生成信号异常的提示信息并提示用户。

可选的，如图 14 所示，在其中一个实施例中，上述装置还包括缓冲区填充模块 118，用于针对所述两种不同种类的生理信号的信号数据，判断所述信号数据的数据量大小是否大于或等于预设的数据量阈值，在所述信号数据的数据量大小大于或等于预设的数据量阈值的情况下，调用所述波形匹配模块 104；在所述信号数据的数据量大小小于预设的数据量阈值的情况下，调用所述信号数据接收模块 102。

可选的，在其中一个实施例中，同源参考系数计算模块 108 还用于根据预设的同源参考系数计算公式以及所述差值序列，计算与所述两种不同种类的生理信号对应的同源参考系数。

可选的，在其中一个实施例中，同源参考系数计算模块 108 还用于计算所述差值序列的平均值或均方差作为与所述两种不同种类的生理信号对应的同源参考系数。

可选的，如图 14 所示，在其中一个实施例中，上述装置还包括信号数据变换模块 120，用于对所述两种不同种类的生理信号的信号数据分别进行傅里叶变换，得到变换信号数据；所述波形匹配模块还用于对所述两种不同种类的生理信号的信号数据对应的变换信号数据进行波形匹配。

实施本发明实施例，将具有如下有益效果：

采用了上述生理信号的同源性识别方法和装置之后，在监护仪监测到多种不同种类的生理信号的信号数据的情况下，通过对监测到的不同种类的生理信号的信号数据的联合特征的提取和计算，来确定可以标识两种不同种类的生理信号是同源的可能的同源参考参数的大小，从而判断两个生理信号是否是同源的。也就是说，可以对监护仪监测到的多项数据自动进行同源性分析，避免了监护仪在同时监测不同的病人的生理数据的情况下对监测到的多项数据进行融合分析的过程中，因为无法区别监测到的数据是否是来自于同一个病人导致的分析结果不准确的缺陷，从而提高了数据分析的结果的准确度和可信度。

在上述实施例中，可以全部或部分的通过软件、硬件、固件或者其任意组合来实现。当使用软件程序实现时，可以全部或部分地以计算机程序产品的形式实现。所述计算机程序产品包括一个或多个计算机指令。在计算机上加载和执行所述计算机程序指令时，全部或部分地产生按照本发明实施例所述的流程或功能。所述计算机可以是通用计算机、专用计算机、计算机网络、或者其他可编程装置。所述计算机指令可以存储在计算机可读存储介质中，或者从一个计算机可读存储介质向另一个计算机可读存储介质传输，例如，所述计算机指令可以从一个网站站点、计算机、服务器或者数据中心通过有线（例如同轴电缆、光纤、数字用户线（DSL））或无线（例如红外、无线、微波等）方式向另一个网站站点、计算机、服务器或者数据中心进行传输。所述计算机可读存储介质可以是计算机能够存取的任何可用介质或者是包含一个或多个可用介质集成的服务器、数据中心等数据存储设备。所述可用介质可以是磁性介质，（例如，软盘、硬盘、磁带）、光介质（例如，DVD）、或半导体介质（例如固态硬盘 Solid State Disk（SSD））等。

在一个实施例中，如图 15 所示，图 15 展示了一种运行上述生理信号的同源性识别方法的基于冯诺依曼体系的计算机系统的终端。该计算机系统可以是智能手机、平板电脑、掌上电脑、笔记本电脑或个人电脑等终端设备。具体的，可包括通过系统总线连接的外部输入接口 1001、处理器 1002、存储器 1003 和输出接口 1004。其中，外部输入接口 1001 可选的可至少包括网络接口 10012。存储器 1003 可包括外存储器 10032（例如硬盘、光盘或软盘等）和内存储器 10034。输出接口 1004 可至少包括显示屏 10042 等设备。

在本实施例中，本方法的运行基于计算机程序，该计算机程序的程序文件存储于前述基于冯诺依曼体系的计算机系统的外存储器 10032 中，在运行时被加载到内存储器 10034 中，然后被编译为机器码之后传递至处理器 1002 中执行，从而使得基于冯诺依曼体系的计算机系统中形成逻辑上的信号数据接收模块 102、波形匹配模块 104、联合特征获取模块 106、同源参考系数计算模块 108、同源识别模块 110、数据预处理模块 112、信号质量参数计算模块 114、单信号参数计算模块 116 以及缓冲区填充模块 118。且在上述生理信号的同源性识别方法执行过程中，输入的参数均通过外部输入接口 1001 接收，并传递至存储器 1003 中缓存，然后输入到处理器 1002 中进行处理，处理的结果数据或缓存于存储器 1003 中进行后续地处理，或被传递至输出接口 1004 进行输出。

具体的，处理器 1002 用于执行如下操作：

接收两种不同种类的生理信号的信号数据；

对所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行波形匹配，确定所述两种生理信号的信号数据中的波形匹配信息；

根据所述波形匹配信息计算所述两种不同种类的生理信号的信号数据之间的联合特征；

根据所述联合特征计算与所述两种不同种类的生理信号对应的同源参考系数；

在所述同源参考系数大于预设值的情况下，确定所述两种不同种类的生理信号同源。

可选的，在一个实施例中，处理器 1002 还用于根据所述波形匹配信息确定所述两种不同种类的生理信号中匹配的波峰，计算所述两种不同种类的生理

信号中匹配的波峰对应的时间点的差值序列,将所述差值序列作为所述两种不同种类的生理信号的信号数据之间的联合特征。

可选的,在一个实施例中,处理器 1002 还用于执行对所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行高通滤波处理和低通滤波处理。

可选的,在一个实施例中,处理器 1002 还用于执行分别提取所述两种不同种类的生理信号的信号数据的特征数据;根据预设的信号质量参数计算公式计算与所述特征数据对应的信号质量参数;在所述信号质量参数不满足预设的信号质量参数阈值的情况下,确定与该信号质量参数对应的所述生理信号的信号数据是无效的;在所述信号质量参数满足预设的信号质量参数阈值的情况下,执行所述对所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行波形匹配。

可选的,在一个实施例中,处理器 1002 还用于执行针对任意种类的生理信号,确定该生理信号的信号类型,确定与所述信号类型对应的单信号参数类型;根据预设的单信号参数计算公式以及所述特征数据,计算与该生理信号对应的单信号参数;判断所述单信号参数是否满足预设的单信号参数阈值;在所述单信号参数不满足预设的单信号参数阈值时,生成信号异常的提示信息并提示用户。

可选的,在一个实施例中,处理器 1002 还用于执行针对所述两种不同种类的生理信号的信号数据,判断所述信号数据的数据量大小是否大于或等于预设的数据量阈值,若是,则执行所述对所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行波形匹配;若否,则继续执行所述接收两种不同种类的生理信号的信号数据。

可选的,在一个实施例中,处理器 1002 还用于执行根据预设的同源参考系数计算公式以及所述差值序列,计算与所述两种不同种类的生理信号对应的同源参考系数。

可选的,在一个实施例中,处理器 1002 还用于执行计算所述差值序列的平均值或均方差作为与所述两种不同种类的生理信号对应的同源参考系数。

可选的,在一个实施例中,处理器 1002 还用于对所述两种不同种类的生理信号的信号数据分别进行傅里叶变换,得到变换信号数据;对所述两种不同种类的生理信号的信号数据对应的变换信号数据进行波形匹配。

以上所揭露的仅为本发明较佳实施例而已,当然不能以此来限定本发明之权利范围,因此依本发明权利要求所作的等同变化,仍属本发明所涵盖的范围。

权 利 要 求

1、一种生理信号的同源性识别方法，其特征在于，包括：

接收两种不同种类的生理信号的信号数据；

对所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行波形匹配，确定所述两种生理信号的信号数据中的波形匹配信息；

根据所述波形匹配信息计算所述两种不同种类的生理信号的信号数据之间的联合特征；

根据所述联合特征计算与所述两种不同种类的生理信号对应的同源参考系数；

在所述同源参考系数大于预设值的情况下，确定所述两种不同种类的生理信号同源。

2、根据权利要求 1 所述的生理信号的同源性识别方法，其特征在于，所述根据所述波形匹配信息计算所述两种不同种类的生理信号的信号数据之间的联合特征包括：

根据所述波形匹配信息确定所述两种不同种类的生理信号中匹配的波峰，计算所述两种不同种类的生理信号中匹配的波峰对应的时间点的差值序列，将所述差值序列作为所述两种不同种类的生理信号的信号数据之间的联合特征。

3、根据权利要求 1 所述的生理信号的同源性识别方法，其特征在于，所述接收两种不同种类的生理信号的信号数据之后还包括：

对所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行高通滤波处理和低通滤波处理。

4、根据权利要求 1 所述的生理信号的同源性识别方法，其特征在于，所述接收两种不同种类的生理信号的信号数据之后还包括：

分别提取所述两种不同种类的生理信号的信号数据的特征数据；

根据预设的信号质量参数计算公式计算与所述特征数据对应的信号质量参数；

在所述信号质量参数不满足预设的信号质量参数阈值的情况下，确定与该信号质量参数对应的所述生理信号的信号数据是无效的；

在所述信号质量参数满足预设的信号质量参数阈值的情况下,执行所述对所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行波形匹配的步骤。

5、根据权利要求 4 所述的生理信号的同源性识别方法,其特征在于,所述分别提取所述两种不同种类的生理信号的信号数据的特征数据之后还包括:

针对任意种类的生理信号,确定该生理信号的信号类型,确定与所述信号类型对应的单信号参数类型;

根据预设的单信号参数计算公式以及所述特征数据,计算与该生理信号对应的单信号参数;

判断所述单信号参数是否满足预设的单信号参数阈值;

在所述单信号参数不满足预设的单信号参数阈值时,生成信号异常的提示信息并提示用户。

6、根据权利要求 1 所述的生理信号的同源性识别方法,其特征在于,所述对所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行波形匹配之前还包括:

针对所述两种不同种类的生理信号的信号数据,判断所述信号数据的数据量大小是否大于或等于预设的数据量阈值,若是,则执行所述对所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行波形匹配;若否,则继续执行所述接收两种不同种类的生理信号的信号数据。

7、根据权利要求 1 所述的生理信号的同源性识别方法,其特征在于,所述根据所述联合特征计算与所述两种不同种类的生理信号对应的同源参考系数还包括:

根据预设的同源参考系数计算公式以及所述差值序列,计算与所述两种不同种类的生理信号对应的同源参考系数。

8、根据权利要求 7 所述的生理信号的同源性识别方法,其特征在于,所述根据所述联合特征计算与所述两种不同种类的生理信号对应的同源参考系数还包括:

计算所述差值序列的平均值或均方差作为与所述两种不同种类的生理信号对应的同源参考系数。

9、根据权利要求 1 至 8 任一所述的生理信号的同源性识别方法,其特征在于,所述对所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行波形匹配之前还包

括:

对所述两种不同种类的生理信号的信号数据分别进行傅里叶变换,得到变换信号数据;

所述对所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行波形匹配具体为:

对所述两种不同种类的生理信号的信号数据对应的变换信号数据进行波形匹配。

10、一种生理信号的同源性识别装置,其特征在于,所述

信号数据接收模块,用于接收两种不同种类的生理信号的信号数据;

波形匹配模块,用于对所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行波形匹配,确定所述两种生理信号的信号数据中的波形匹配信息;

联合特征获取模块,用于根据所述波形匹配信息计算所述两种不同种类的生理信号的信号数据之间的联合特征;

同源参考系数计算模块,用于根据所述联合特征计算与所述两种不同种类的生理信号对应的同源参考系数;

同源识别模块,用于在所述同源参考系数大于预设值的情况下,确定所述两种不同种类的生理信号同源。

11、根据权利要求 10 所述的生理信号的同源性识别装置,其特征在于,所述联合特征获取模块还用于根据所述波形匹配信息确定所述两种不同种类的生理信号中匹配的波峰,计算所述两种不同种类的生理信号中匹配的波峰对应的时间点的差值序列,将所述差值序列作为所述两种不同种类的生理信号的信号数据之间的联合特征。

12、根据权利要求 10 所述的生理信号的同源性识别装置,其特征在于,所述装置还包括数据预处理模块,用于对所述两种不同种类的生理信号的信号数据进行高通滤波处理和低通滤波处理。

13、根据权利要求 10 所述的生理信号的同源性识别装置,其特征在于,所述装置还包括信号质量参数计算模块,用于分别提取所述两种不同种类的生理信号的信号数据的特征数据;根据预设的信号质量参数计算公式计算与所述特征数据对应的信号质量参数;在所述信号质量参数不满足预设的信号质量参数阈值的情况下,确定与该信号质量参数对应的所述生理信号的信号数据是无

效的；在所述信号质量参数满足预设的信号质量参数阈值的情况下，调用所述波形匹配模块。

14、根据权利要求 13 所述的生理信号的同源性识别装置，其特征在于，所述装置还包括单信号参数计算模块，用于针对任意种类的生理信号，确定该生理信号的信号类型，确定与所述信号类型对应的单信号参数类型；根据预设的单信号参数计算公式以及所述特征数据，计算与该生理信号对应的单信号参数；判断所述单信号参数是否满足预设的单信号参数阈值；在所述单信号参数不满足预设的单信号参数阈值时，生成信号异常的提示信息并提示用户。

15、根据权利要求 10 所述的生理信号的同源性识别装置，其特征在于，所述装置还包括缓冲区填充模块，用于针对所述两种不同种类的生理信号的信号数据，判断所述信号数据的数据量大小是否大于或等于预设的数据量阈值，在所述信号数据的数据量大小大于或等于预设的数据量阈值的情况下，调用所述波形匹配模块；在所述信号数据的数据量大小小于预设的数据量阈值的情况下，调用所述信号数据接收模块。

16、根据权利要求 10 所述的生理信号的同源性识别装置，其特征在于，所述同源参考系数计算模块还用于根据预设的同源参考系数计算公式以及所述差值序列，计算与所述两种不同种类的生理信号对应的同源参考系数。

17、根据权利要求 16 所述的生理信号的同源性识别装置，其特征在于，所述同源参考系数计算模块还用于计算所述差值序列的平均值或均方差作为与所述两种不同种类的生理信号对应的同源参考系数。

18、根据权利要求 10-17 任一所述的生理信号的同源性识别装置，其特征在于，所述装置还包括信号数据变换模块，用于对所述两种不同种类的生理信号的信号数据分别进行傅里叶变换，得到变换信号数据；

所述波形匹配模块还用于对所述两种不同种类的生理信号的信号数据对应的变换信号数据进行波形匹配。

19、一种计算机可读存储介质，包括计算机指令，当所述计算机指令在计算机上运行时，使得计算机执行如权利要求 1-9 所述的方法。

20、一种生理信号的同源性识别终端，其特征在于，包括：
处理器和存储器；

其中,所述处理器通过调用所述存储器中的代码或指令以执行如权利要求 1 至 9 任意一项所述的方法。

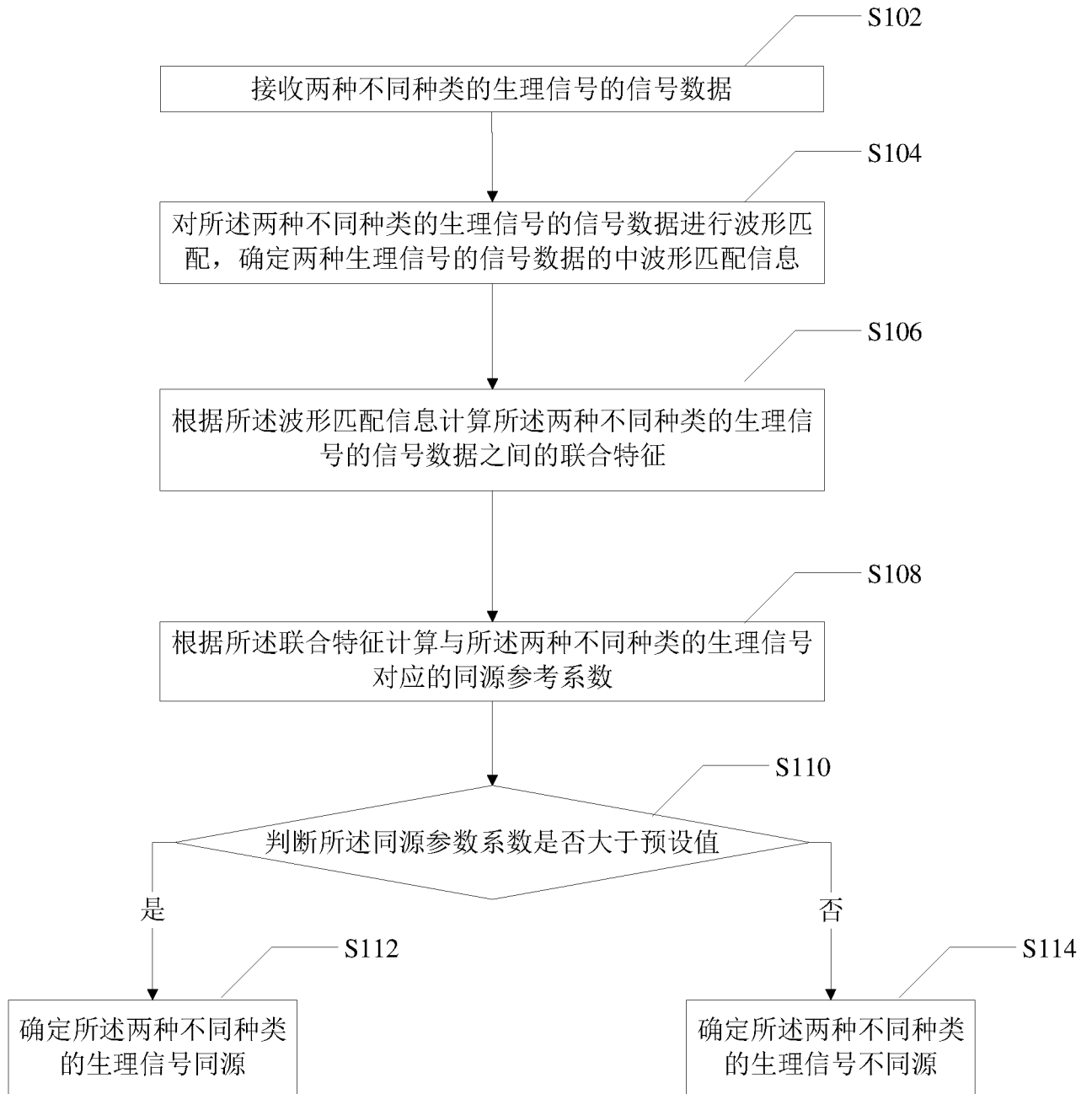


图 1

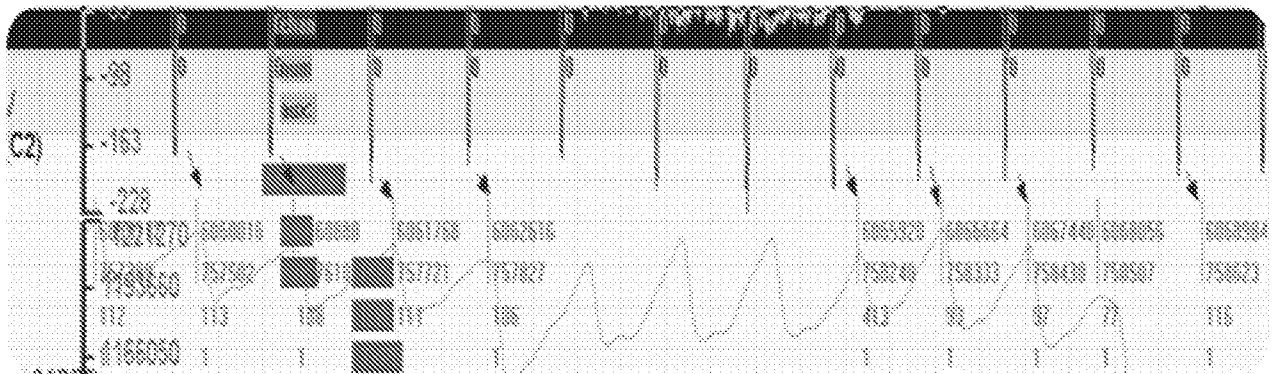


图 2

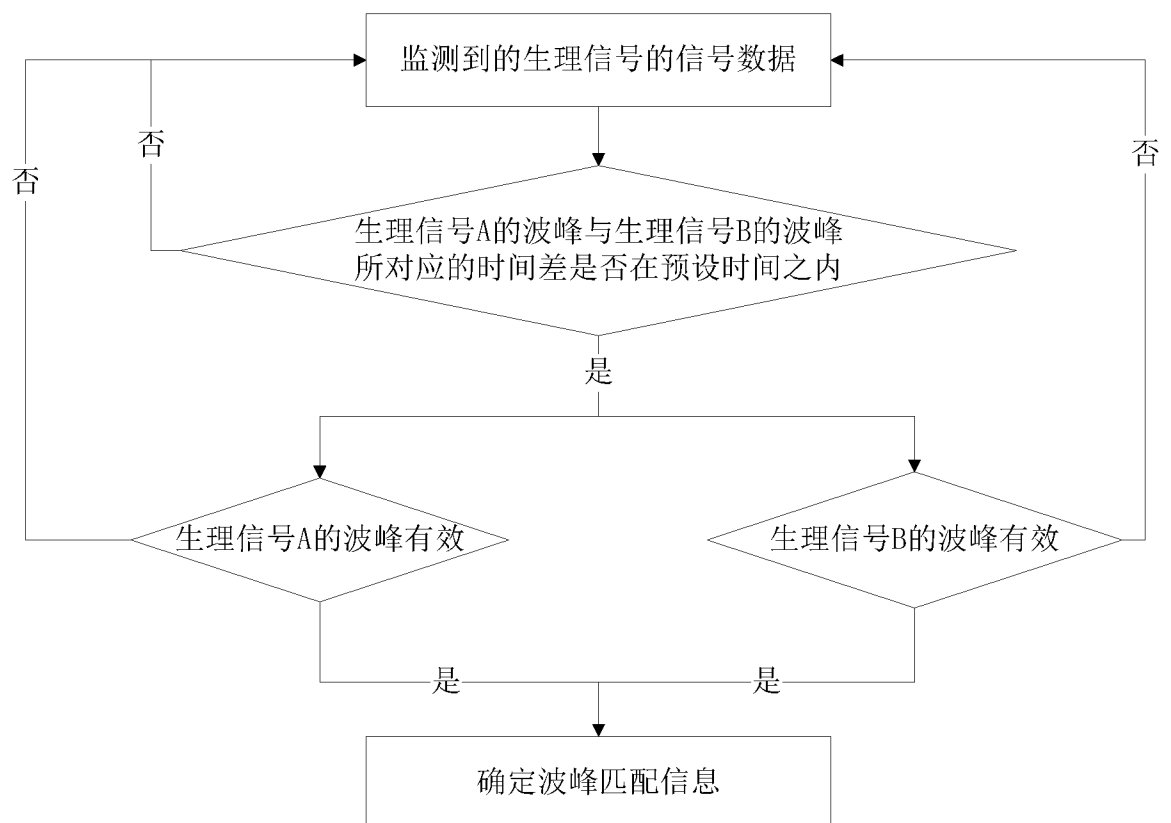


图 3

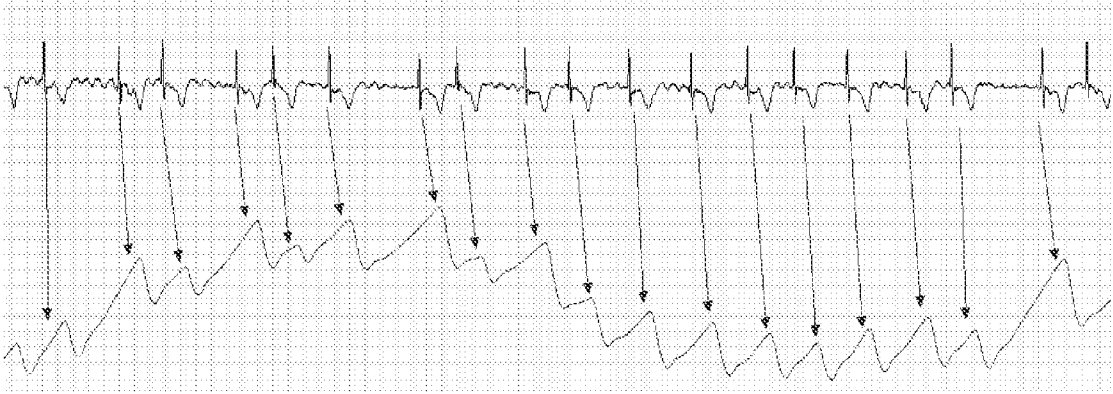


图 4

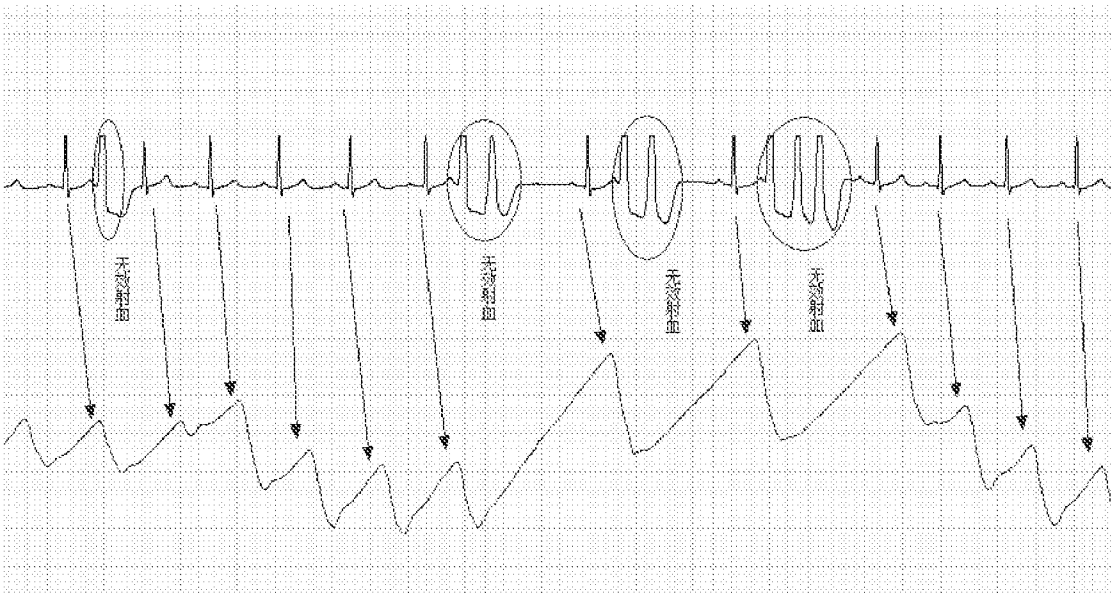


图 5

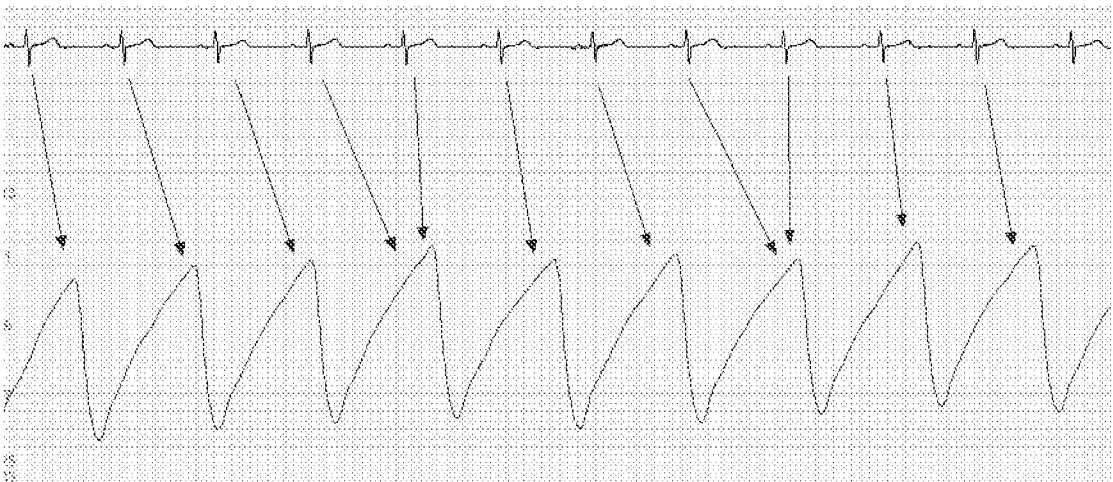


图 6

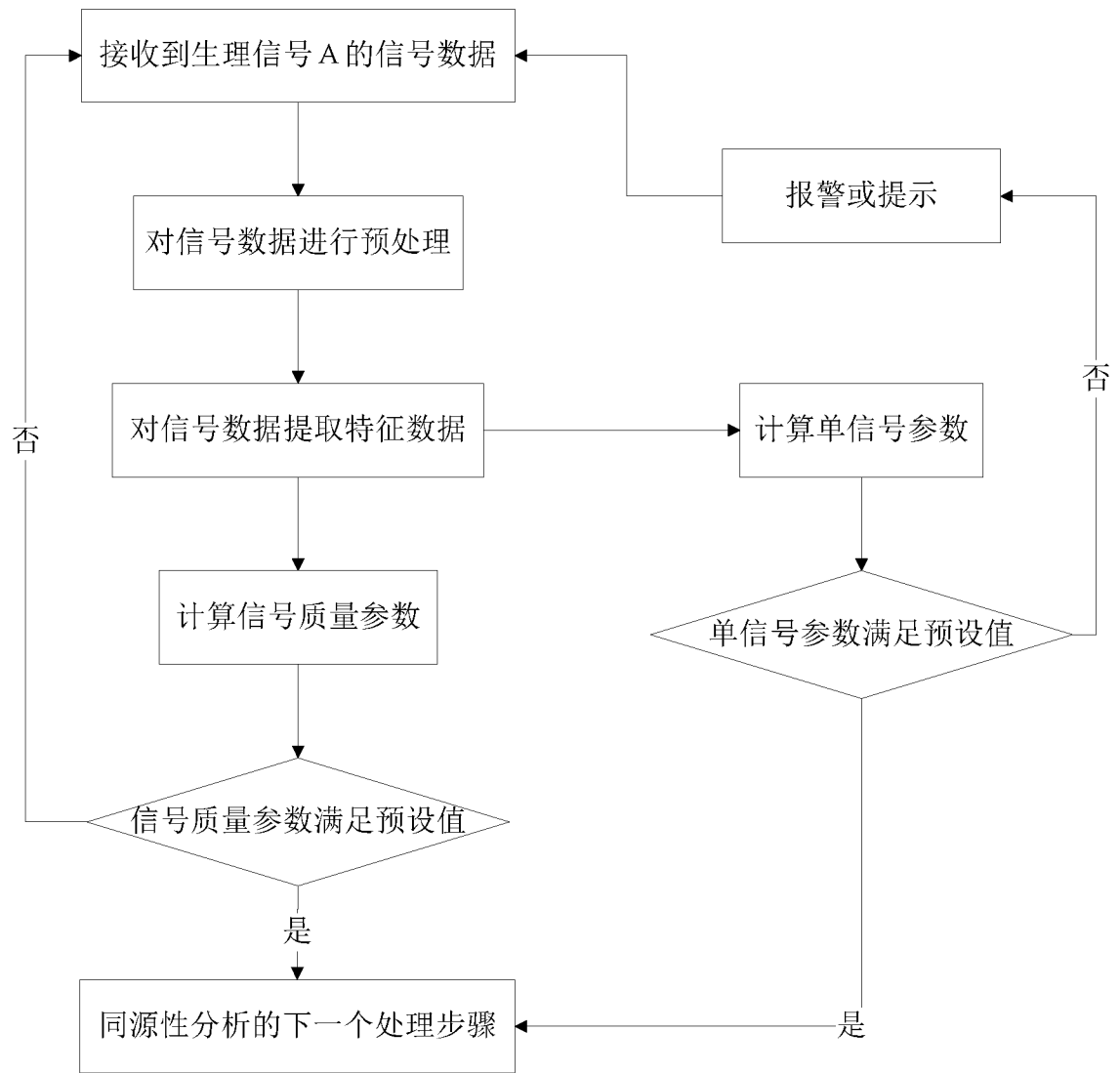


图 7

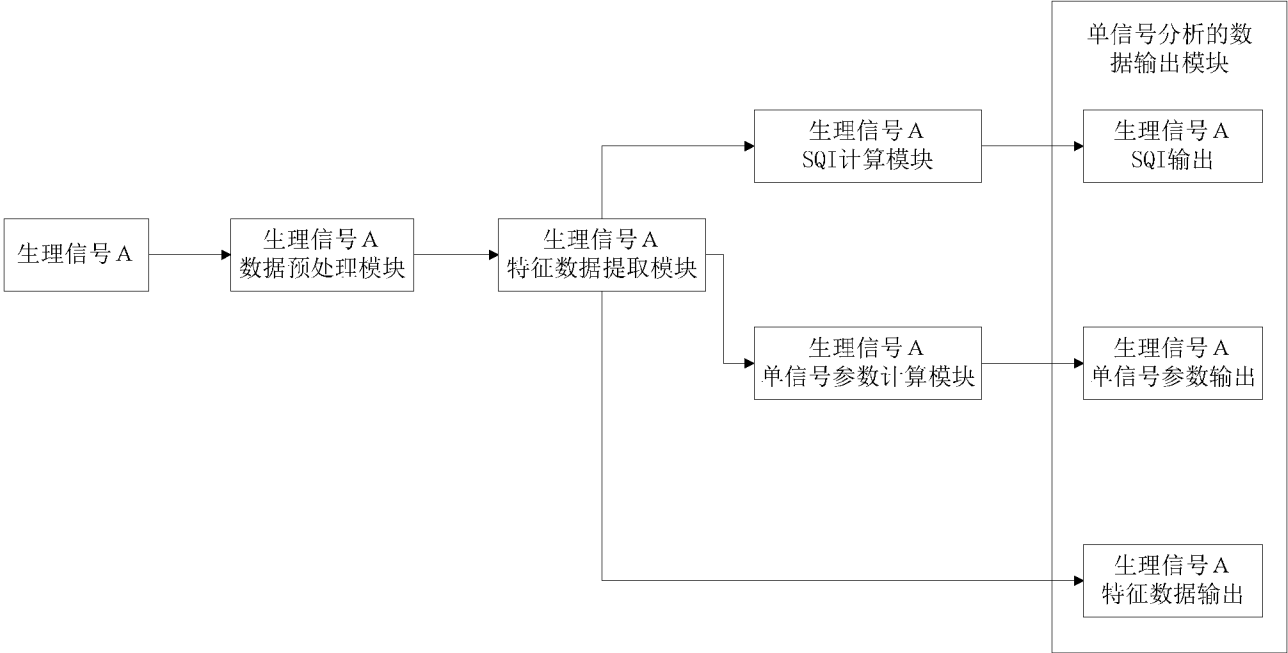


图 8

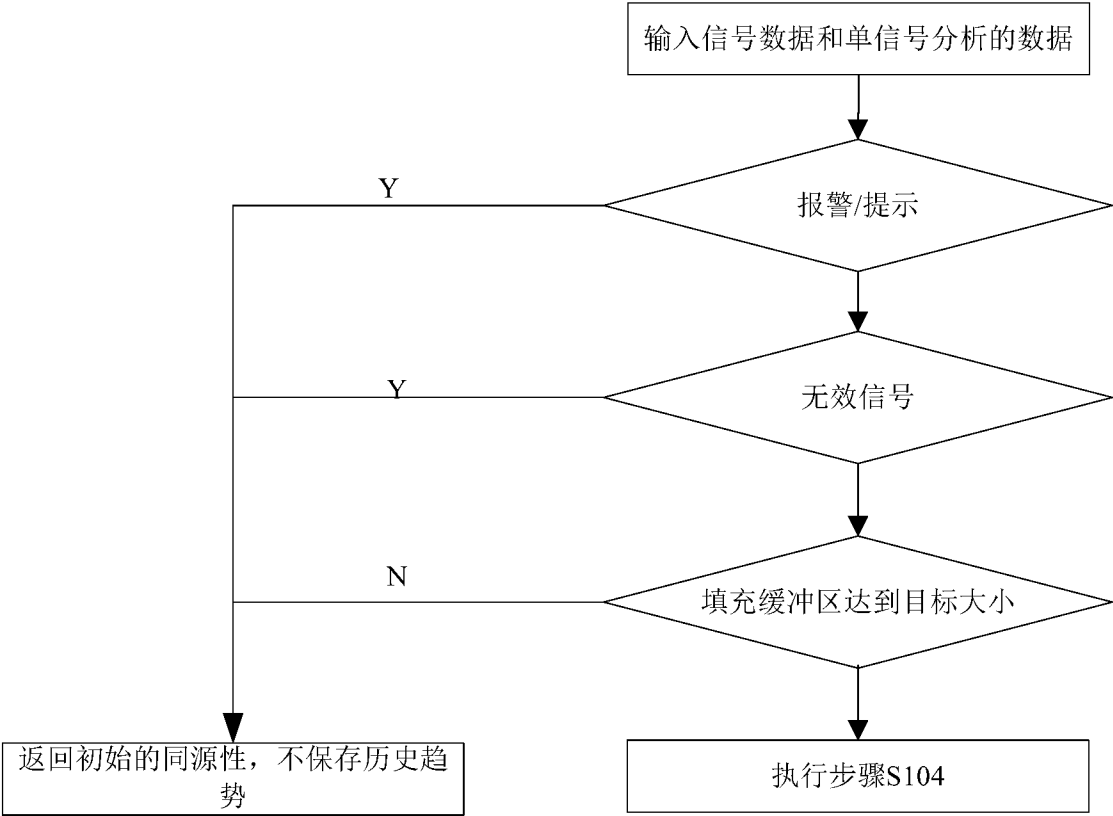


图 9

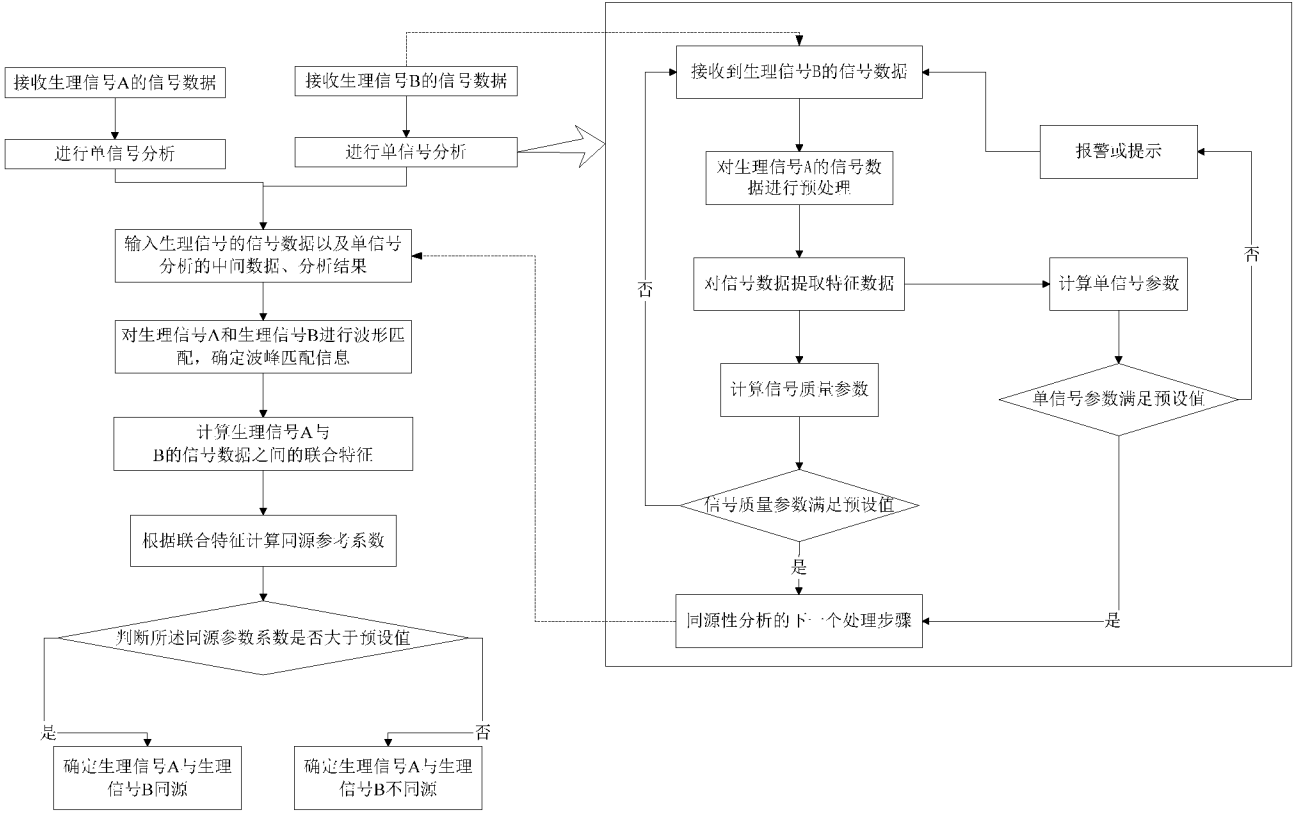


图 10

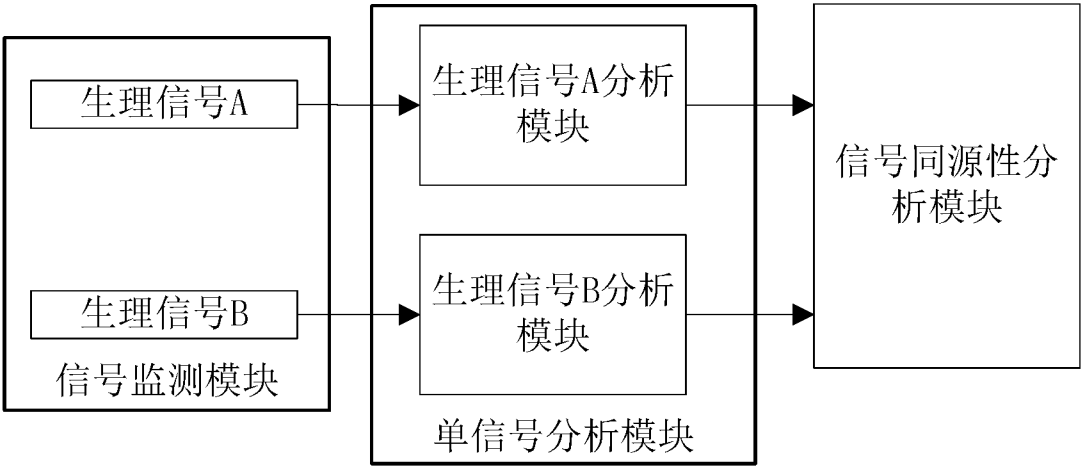


图 11

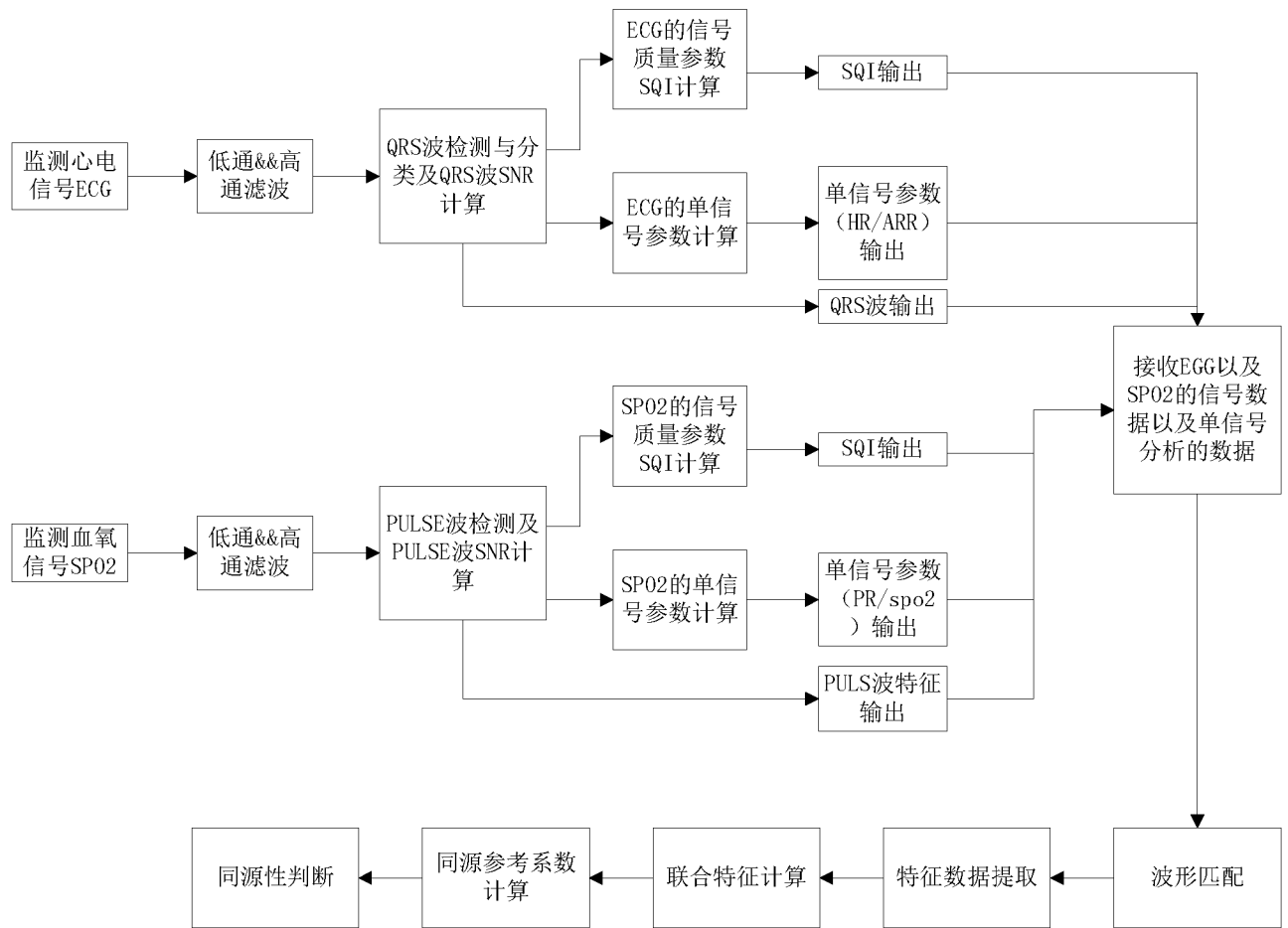


图 12

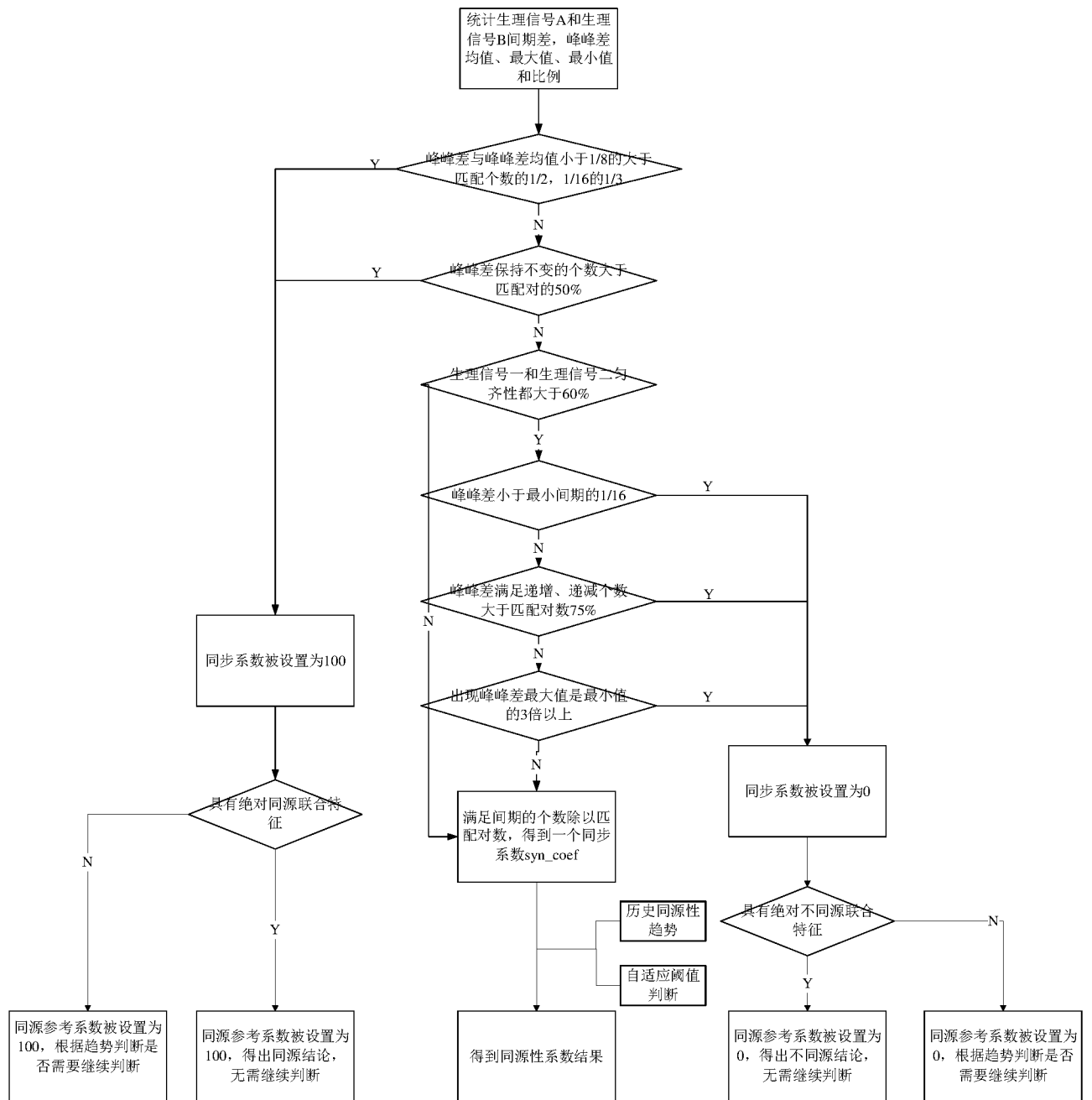


图 13

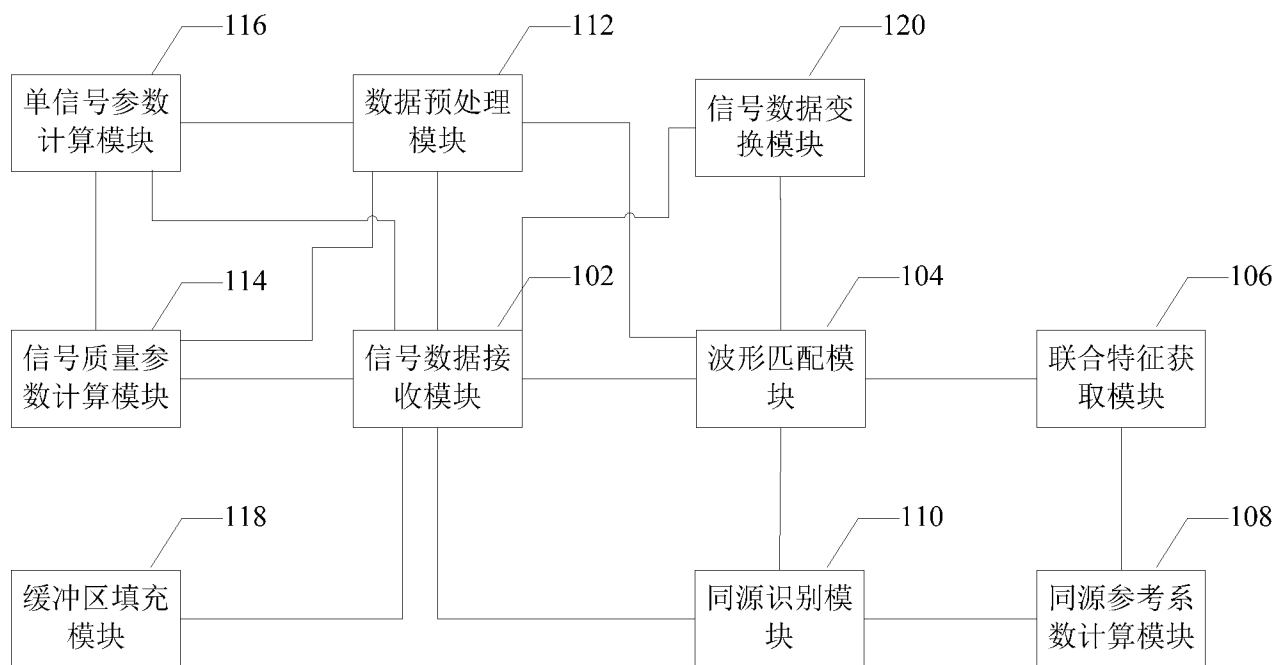


图 14

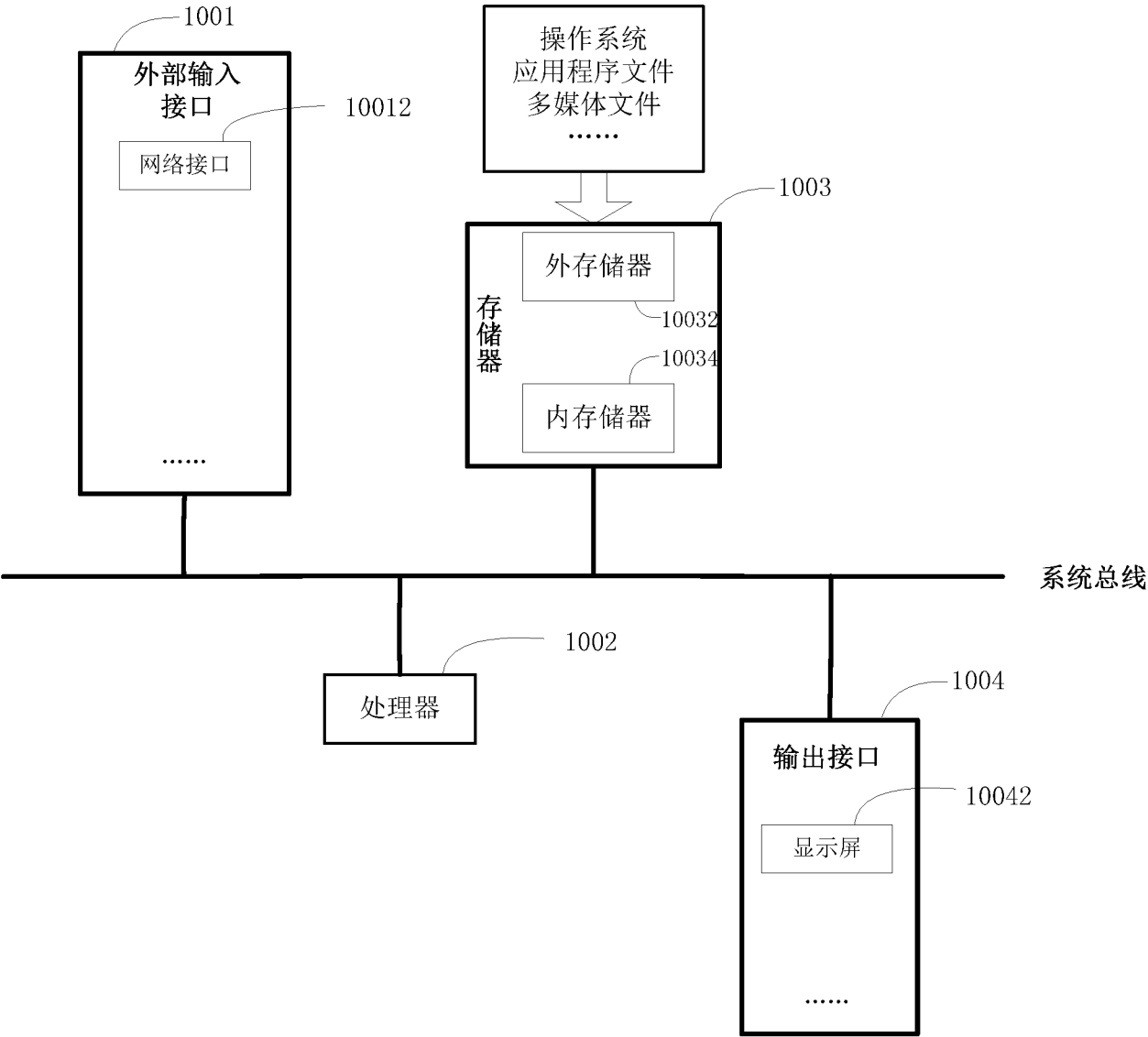


图 15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2017/110350

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/00 (2006.01) 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)

A61B 5, G06F 21

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)

CNXTX; CNABS; VEN; CNKI: 迈端, 刘三超, 苏健伟, 孙泽辉, 孙白雷, 叶文字, 刘立汉, 李明, 同源, 信号, 患者, 病人, 使用者, 用户, 对象, 个体, 识别, 鉴别, 鉴定, 身份, 两, 多, 匹配, 识别, 分辨, 确定, 判断, different, detect+, signal, identi+, recogniz+, biometric, same, biosignals, physiological

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	CN 105787420 A (BEIJING SAMSUNG COMMUNICATION TECHNOLOGY RESEARCH INSTITUTE; SAMSUNG SDI CO., LTD.), 20 July 2016 (20.07.2016), description, paragraphs 36-116, and figures 1-8f	1-20
A	CN 105740680 A (SAMSUNG SDI CO., LTD.), 06 July 2016 (06.07.2016), entire document	1-20
A	CN 104054038 A (SONY COMPUTER ENTERTAINMENT INC.), 17 September 2014 (17.09.2014), entire document	1-20
A	CN 102231213 A (HARBIN INSTITUTE OF TECHNOLOGY SHENZHEN GRADUATE SCHOOL), 02 November 2011 (02.11.2011), entire document	1-20
A	CN 101773394 A (SCIENTIFIC RESEARCH TRAINING CENTER FOR CHINESE ASTRONAUTS), 14 July 2010 (14.07.2010), entire document	1-20
A	US 5719950 A (MINNESOTA MINING & MFG), 17 February 1998 (17.02.1998), entire document	1-20
A	CN 1931091 A (FEITIAN TECHNOLOGIES CO., LTD.), 21 March 2007 (21.03.2007), entire document	1-20

☐ 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 08 February 2018	Date of mailing of the international search report 23 February 2018
Name and mailing address of the ISA 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 SHAO, Jianxia Telephone No. (86-10) 62085545

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2017/110350

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 105787420 A	20 July 2016	KR 20160078208 A	04 July 2016
		EP 3037036 A1	29 June 2016
		US 2016183812 A1	30 June 2016
CN 105740680 A	06 July 2016	EP 3040018 A1	06 July 2016
		JP 2016126775 A	11 July 2016
		KR 20160082081 A	08 July 2016
		US 2016191517 A1	30 June 2016
		US 9876791 B2	23 January 2018
CN 104054038 A	17 September 2014	US 2014254902 A1	11 September 2014
		JP 2013090847 A	16 May 2013
		EP 2772828 A4	03 June 2015
		JP 5822651 B2	24 November 2015
		WO 2013061492 A1	02 May 2013
		US 9717987 B2	01 August 2017
		EP 2772828 A1	03 September 2014
		JP 2016035759 A	17 March 2016
CN 102231213 A	02 November 2011	None	
CN 101773394 A	14 July 2010	CN 101773394 B	07 September 2011
US 5719950 A	17 February 1998	DE 69501327 T2	23 July 1998
		DE 69501327 T3	22 December 2005
		CA 2183886 A1	28 September 1995
		WO 9526013 A1	28 September 1995
		BR 9507142 A	30 September 1997
		EP 0752143 B2	20 July 2005
		EP 0752143 B1	29 December 1997
		CA 2183886 C	09 January 2007
		ES 2110841 T5	16 December 2005
		JP H09510636 A	28 October 1997
		DE 69501327 D1	05 February 1998
		ES 2110841 T3	16 February 1998
		AU 2186095 A	09 October 1995
		EP 0752143 A1	08 January 1997
		KR 97701895 A	12 April 1997
CN 1931091 A	21 March 2007	CN 100459934 C	11 February 2009

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2017/110350

A. 主题的分类

A61B 5/00(2006.01) 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)

A61B5, G06F21

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))

CNXTXT;CNABS;VEN;CNKI: 迈瑞, 刘三超, 苏健伟, 孙泽辉, 孙白雷, 叶文字, 刘立汉, 李明, 同源, 信号, 患者, 病人, 使用者, 用户, 对象, 个体, 识别, 鉴别, 鉴定, 身份, 两, 多, 匹配, 识别, 分辨, 确定, 判断, different, detect+, signal, identi+, recogniz+, biometric, same, biosignals, physiological

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 105787420 A (北京三星通信技术研究有限公司 三星电子株式会社) 2016年 7月 20日 (2016 - 07 - 20) 说明书第36-116段、附图1-8f	1-20
A	CN 105740680 A (三星电子株式会社) 2016年 7月 6日 (2016 - 07 - 06) 全文	1-20
A	CN 104054038 A (索尼电脑娱乐公司) 2014年 9月 17日 (2014 - 09 - 17) 全文	1-20
A	CN 102231213 A (哈尔滨工业大学深圳研究生院) 2011年 11月 2日 (2011 - 11 - 02) 全文	1-20
A	CN 101773394 A (中国航天员科研训练中心) 2010年 7月 14日 (2010 - 07 - 14) 全文	1-20
A	US 5719950 A (MINNESOTA MINING & MFG) 1998年 2月 17日 (1998 - 02 - 17) 全文	1-20
A	CN 1931091 A (北京飞天诚信科技有限公司) 2007年 3月 21日 (2007 - 03 - 21) 全文	1-20

☐ 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

2018年 2月 8日

国际检索报告邮寄日期

2018年 2月 23日

ISA/CN的名称和邮寄地址

中华人民共和国国家知识产权局 (ISA/CN)
中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088

传真号 (86-10) 62019451

受权官员

邵建霞

电话号码 (86-10) 62085545

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2017/110350

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	105787420	A	2016年 7月 20日	KR	20160078208	A	2016年 7月 4日
				EP	3037036	A1	2016年 6月 29日
				US	2016183812	A1	2016年 6月 30日
CN	105740680	A	2016年 7月 6日	EP	3040018	A1	2016年 7月 6日
				JP	2016126775	A	2016年 7月 11日
				KR	20160082081	A	2016年 7月 8日
				US	2016191517	A1	2016年 6月 30日
				US	9876791	B2	2018年 1月 23日
CN	104054038	A	2014年 9月 17日	US	2014254902	A1	2014年 9月 11日
				JP	2013090847	A	2013年 5月 16日
				EP	2772828	A4	2015年 6月 3日
				JP	5822651	B2	2015年 11月 24日
				WO	2013061492	A1	2013年 5月 2日
				US	9717987	B2	2017年 8月 1日
				EP	2772828	A1	2014年 9月 3日
				JP	2016035759	A	2016年 3月 17日
CN	102231213	A	2011年 11月 2日	无			
CN	101773394	A	2010年 7月 14日	CN	101773394	B	2011年 9月 7日
US	5719950	A	1998年 2月 17日	DE	69501327	T2	1998年 7月 23日
				DE	69501327	T3	2005年 12月 22日
				CA	2183886	A1	1995年 9月 28日
				WO	9526013	A1	1995年 9月 28日
				BR	9507142	A	1997年 9月 30日
				EP	0752143	B2	2005年 7月 20日
				EP	0752143	B1	1997年 12月 29日
				CA	2183886	C	2007年 1月 9日
				ES	2110841	T5	2005年 12月 16日
				JP	H09510636	A	1997年 10月 28日
				DE	69501327	D1	1998年 2月 5日
				ES	2110841	T3	1998年 2月 16日
				AU	2186095	A	1995年 10月 9日
				EP	0752143	A1	1997年 1月 8日
				KR	97701895	A	1997年 4月 12日
CN	1931091	A	2007年 3月 21日	CN	100459934	C	2009年 2月 11日

表 PCT/ISA/210 (同族专利附件) (2009年7月)