



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 116492588 B

(45) 授权公告日 2023.09.22

(21) 申请号 202310752357.4

(22) 申请日 2023.06.26

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 116492588 A

(43) 申请公布日 2023.07.28

(73) 专利权人 安徽通灵仿生科技有限公司
地址 230001 安徽省合肥市高新区国家健
康大数据中部中心医药产业园C1栋六
楼

(72) 发明人 王新宇 戴明 解启莲 殷安云
李修宝 程洁 杨浩

(51) Int. Cl.
A61M 60/178 (2021.01)
A61B 5/06 (2006.01)

(56) 对比文件

- CN 114588530 A, 2022.06.07
- CN 1222863 A, 1999.07.14
- CN 116115900 A, 2023.05.16
- US 2014275720 A1, 2014.09.18
- US 2019282742 A1, 2019.09.19
- CN 217246252 U, 2022.08.23
- CN 107913442 A, 2018.04.17
- CN 112088022 A, 2020.12.15

审查员 李雪洁

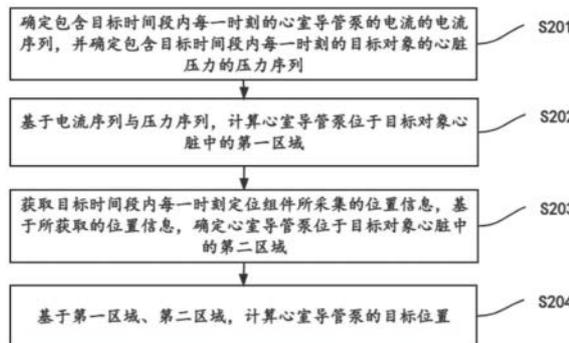
权利要求书1页 说明书15页 附图4页

(54) 发明名称

一种心室导管泵的位置检测方法及装置

(57) 摘要

本发明实施例提供了一种心室导管泵的位置检测方法及装置,涉及医疗器械技术领域,心室导管泵集成定位组件,定位组件用于采集所述心室导管泵的位置信息,上述方法包括:确定包含目标时间段内每一时刻的心室导管泵的电流的电流序列,并确定包含目标时间段内每一时刻的目标对象的压力的压力序列;基于电流序列与压力序列,计算心室导管泵位于目标对象心脏中的第一区域;获取目标时间段内每一时刻定位组件所采集的位置信息,基于所获取的位置信息,确定心室导管泵位于目标对象心脏中的第二区域;基于第一区域、第二区域,计算心室导管泵的目标位置。应用本实施例提供的方案,能够实现准确检测心室导管泵的位置。



1. 一种心室导管泵的位置检测方法,其特征在于,所述心室导管泵集成定位组件,所述定位组件用于采集所述心室导管泵的位置信息,所述方法包括:

确定包含目标时间段内每一时刻的心室导管泵的电流的电流序列,并确定包含目标时间段内每一时刻的目标对象的压力的压力序列,其中,所述目标时间段为:当前时刻之前延伸预设时长的时间段,所述目标对象为植入所述心室导管泵的对象;

基于所述电流序列与压力序列,计算所述心室导管泵位于所述目标对象心脏中的第一区域;

获取所述目标时间段内每一时刻所述定位组件所采集的位置信息,基于所获取的位置信息,确定所述心室导管泵位于所述目标对象心脏中的第二区域;

基于所述第一区域、第二区域,计算所述心室导管泵的目标位置;

所述压力序列由位于所述心室导管泵的预设组件上的压力传感器采集得到,所述基于所述电流序列与压力序列,计算所述心室导管泵位于所述目标对象心脏中的第一区域,包括:

基于所述压力序列,确定所述心室导管泵的预设组件位于所述目标对象心脏中的第三区域;

计算所述电流序列与压力序列之间的相关度;

基于所述相关度以及所述第三区域,确定所述心室导管泵位于所述目标对象心脏中的第一区域。

2. 一种心室导管泵的位置检测装置,其特征在于,所述心室导管泵集成定位组件,所述定位组件用于采集所述心室导管泵的位置信息,所述装置包括:

信息确定模块,用于确定包含目标时间段内每一时刻的心室导管泵的电流的电流序列,并确定包含目标时间段内每一时刻的目标对象的压力的压力序列,其中,所述目标时间段为:当前时刻之前延伸预设时长的时间段,所述目标对象为植入所述心室导管泵的对象;

第一区域计算模块,用于基于所述电流序列与压力序列,计算所述心室导管泵位于所述目标对象心脏中的第一区域;

第二区域计算模块,用于获取所述目标时间段内每一时刻所述定位组件所采集的位置信息,基于所获取的位置信息,确定所述心室导管泵位于所述目标对象心脏中的第二区域;

位置计算模块,用于基于所述第一区域、第二区域,计算所述心室导管泵的目标位置;

所述压力序列由位于所述心室导管泵的预设组件上的压力传感器采集得到,所述第一区域计算模块,具体用于基于所述压力序列,确定所述心室导管泵的预设组件位于所述目标对象心脏中的第三区域;计算所述电流序列与压力序列之间的相关度;基于所述相关度以及所述第三区域,确定所述心室导管泵位于所述目标对象心脏中的第一区域。

一种心室导管泵的位置检测方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,特别是涉及一种心室导管泵的位置检测方法及装置。

背景技术

[0002] 心室导管泵为用于支持患者血液循环系统的血管内微型轴流泵。以左心室导管泵为例,当左心室导管泵处于正确位置时,如左心室导管泵的入血口需位于左心室、出血口需位于主动脉,左心室导管泵可以顺利辅助心脏泵血。

[0003] 若心室导管泵处于不正确位置,如心室导管泵的入口和出口同时位于主动脉内或左心室内,心室导管泵难以实现泵血辅助功能。因此,亟需一种心室导管泵的位置检测方案。

发明内容

[0004] 本发明实施例的目的在于提供一种心室导管泵的位置检测方法及装置,以实现准确检测心室导管泵的位置。具体技术方案如下:

[0005] 第一方面,本发明实施例提供了一种心室导管泵的位置检测方法,所述心室导管泵集成定位组件,所述定位组件用于采集所述心室导管泵的位置信息,所述方法包括:

[0006] 确定包含目标时间段内每一时刻的心室导管泵的电流的电流序列,并确定包含目标时间段内每一时刻的目标对象的压力的压力序列,其中,所述目标时间段为:当前时刻之前延伸预设时长的时间段,所述目标对象为植入所述心室导管泵的对象;

[0007] 基于所述电流序列与压力序列,计算所述心室导管泵位于所述目标对象心脏中的第一区域;

[0008] 获取所述目标时间段内每一时刻所述定位组件所采集的位置信息,基于所获取的位置信息,确定所述心室导管泵位于所述目标对象心脏中的第二区域;

[0009] 基于所述第一区域、第二区域,计算所述心室导管泵的目标位置。

[0010] 本发明的一个实施例中,上述压力序列由位于所述心室导管泵的预设组件上的压力传感器采集得到,所述基于所述电流序列与压力序列,计算所述心室导管泵位于所述目标对象心脏中的第一区域,包括:

[0011] 基于所述压力序列,确定所述心室导管泵的预设组件位于所述目标对象心脏中的第三区域;

[0012] 计算所述电流序列与压力序列之间的相关度;

[0013] 基于所述相关度以及所述第三区域,确定所述心室导管泵位于所述目标对象心脏中的第一区域。

[0014] 本发明的一个实施例中,上述基于所述电流序列与压力序列,计算所述心室导管泵位于所述目标对象心脏中的第一区域,包括:

[0015] 针对所述电流序列所包含的每一时刻的电流,基于该时刻的电流、以及该时刻的

相邻时刻的电流,计算该时刻的电流的变化率;

[0016] 基于所计算的电流的变化率,调整所述电流序列所包含的电流;

[0017] 针对所述压力序列所包含的每一时刻的压力,基于该时刻的压力、以及该时刻的相邻时刻的压力,计算该时刻的压力的变化率;

[0018] 基于所计算的压力的变化率,调整所述压力序列所包含的压力;

[0019] 基于调整后的电流序列与调整后的压力序列,计算所述心室导管泵位于所述目标对象心脏中的第一区域。

[0020] 本发明的一个实施例中,上述基于所计算的电流的变化率,调整所述电流序列所包含的电流,包括:

[0021] 判断所计算的电流的变化率是否大于预设电流变化率阈值;

[0022] 若为是,针对所计算的每一电流的变化率,对包含该电流的变化率的电流变化率序列进行特征提取,得到所述电流变化率序列的第一特征值,基于所述第一特征值,对该电流的变化率进行调整,基于调整后的电流的变化率,调整所述电流序列所包含的电流,其中,所述电流变化率序列中还包含:所述电流序列中该电流对应时刻的第一预设数量个相邻时刻的电流的变化率;

[0023] 若为否,基于所计算的电流的变化率,调整所述电流序列所包含的电流。

[0024] 本发明的一个实施例中,上述基于所计算的压力的变化率,调整所述压力序列所包含的压力,包括:

[0025] 判断所计算的压力的变化率是否大于预设压力变化率阈值;

[0026] 若为是,针对所计算的每一压力的变化率,对包含该压力的变化率的压力变化率序列进行特征提取,得到所述压力变化率序列的第二特征值,基于所述第二特征值,对该压力的变化率进行调整,基于调整后的压力的变化率,调整所述压力序列所包含的压力,其中,所述压力变化率序列中还包含压力序列中该压力对应时刻的第二预设数量个相邻时刻的压力的变化率;

[0027] 若为否,基于所计算的压力的变化率,调整所述压力序列所包含的压力。

[0028] 第二方面,本发明实施例提供了一种心室导管泵的位置检测装置,所述心室导管泵集成定位组件,所述定位组件用于采集所述心室导管泵的位置信息,所述装置包括:

[0029] 信息确定模块,用于确定包含目标时间段内每一时刻的心室导管泵的电流的电流序列,并确定包含目标时间段内每一时刻的目标对象的压力的压力序列,其中,所述目标时间段为:当前时刻之前延伸预设时长的时间段,所述目标对象为植入所述心室导管泵的对象;

[0030] 第一区域计算模块,用于基于所述电流序列与压力序列,计算所述心室导管泵位于所述目标对象心脏中的第一区域;

[0031] 第二区域计算模块,用于获取所述目标时间段内每一时刻所述定位组件所采集的位置信息,基于所获取的位置信息,确定所述心室导管泵位于所述目标对象心脏中的第二区域;

[0032] 位置计算模块,用于基于所述第一区域、第二区域,计算所述心室导管泵的目标位置。

[0033] 本发明的一个实施例中,上述压力序列由位于所述心室导管泵的预设组件上的压

力传感器采集得到,所述第一区域计算模块,具体用于基于所述压力序列,确定所述心室导管泵的预设组件位于所述目标对象心脏中的第三区域;计算所述电流序列与压力序列之间的相关度;基于所述相关度以及所述第三区域,确定所述心室导管泵位于所述目标对象心脏中的第一区域。

[0034] 本发明的一个实施例中,上述第一区域计算模块,包括:

[0035] 第一变化率计算子模块,用于针对所述电流序列所包含的每一时刻的电流,基于该时刻的电流、以及该时刻的相邻时刻的电流,计算该时刻的电流的变化率;

[0036] 电流调整子模块,用于基于所计算的电流的变化率,调整所述电流序列所包含的电流;

[0037] 第二变化率计算子模块,用于针对所述压力序列所包含的每一时刻的压力,基于该时刻的压力、以及该时刻的相邻时刻的压力,计算该时刻的压力的变化率;

[0038] 压力调整子模块,用于基于所计算的压力的变化率,调整所述压力序列所包含的压力;

[0039] 区域计算子模块,用于基于调整后的电流序列与调整后的压力序列,计算所述心室导管泵位于所述目标对象心脏中的第一区域。

[0040] 本发明的一个实施例中,上述电流调整子模块,具体用于判断所计算的电流的变化率是否大于预设电流变化率阈值;若为是,针对所计算的每一电流的变化率,对包含该电流的变化率的电流变化率序列进行特征提取,得到所述电流变化率序列的第一特征值,基于所述第一特征值,对该电流的变化率进行调整,基于调整后的电流的变化率,调整所述电流序列所包含的电流,其中,所述电流变化率序列中还包含:所述电流序列中该电流对应时刻的第一预设数量个相邻时刻的电流的变化率;若为否,基于所计算的电流的变化率,调整所述电流序列所包含的电流。

[0041] 本发明的一个实施例中,上述压力调整子模块,具体用于判断所计算的压力的变化率是否大于预设压力变化率阈值;若为是,针对所计算的每一压力的变化率,对包含该压力的变化率的压力变化率序列进行特征提取,得到所述压力变化率序列的第二特征值,基于所述第二特征值,对该压力的变化率进行调整,基于调整后的压力的变化率,调整所述压力序列所包含的压力,其中,所述压力变化率序列中还包含压力序列中该压力对应时刻的第二预设数量个相邻时刻的压力的变化率;若为否,基于所计算的压力的变化率,调整所述压力序列所包含的压力。

[0042] 第三方面,本发明实施例提供了一种电子设备,包括处理器、通信接口、存储器和通信总线,其中,处理器,通信接口,存储器通过通信总线完成相互间的通信;

[0043] 存储器,用于存放计算机程序;

[0044] 处理器,用于执行存储器上所存放的程序时,实现上述第一方面所述的方法步骤。

[0045] 第四方面,本发明实施例提供了一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质内存储有计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现上述第一方面所述的方法步骤。

[0046] 由以上可见,应用本发明实施例提供的方案,由于是基于第一区域、第二区域计算得到的心室导管泵的目标位置,第二区域是基于心室导管泵集成的定位组件所采集的位置信息确定的,定位组件所采集的位置信息比较准确的,这样第二区域包含心室导管泵的位

置的准确度较高,在此基础上,又结合心室导管泵运行特性以及目标对象心脏的生理特性计算第一区域,第一区域有针对性地考虑心室导管泵的运行场景。因此,结合第一区域、第二区域,能够提高心室导管泵位置检测的准确度。

[0047] 当然,实施本发明的任一产品或方法并不一定需要同时达到以上所述的所有优点。

附图说明

[0048] 为了更清楚地说明本申请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申请的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,还可以根据这些附图获得其他的实施例。

[0049] 图1为本发明实施例提供的一种心室导管泵的结构示意图;

[0050] 图2为本发明实施例提供的第一种心室导管泵的位置检测方法的流程示意图;

[0051] 图3为本发明实施例提供的第二种心室导管泵的位置检测方法的流程示意图;

[0052] 图4为本发明实施例提供的第一种心室导管泵的位置检测装置的结构示意图;

[0053] 图5为本发明实施例提供的第二种心室导管泵的位置检测装置的结构示意图;

[0054] 图6为本发明实施例提供的一种电子设备的结构示意图。

具体实施方式

[0055] 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基于本申请所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0056] 在介绍本发明的各实施例之前,结合下述图1对本发明所提供的心室导管泵进行介绍。

[0057] 图1示出了心室导管泵的结构示意图,包括依次连接固定的猪尾管106、血液流入口105、血液流道104、血液流出口103、电机壳体102和导管101,电机壳体102内部安装有电机,电机的转轴贯穿电机壳体,在血液流道104内部的轴流叶轮固定连接。

[0058] 电机带动轴流叶轮旋转,在此驱动作用下,心脏中的血液从血液流入口105流入,经过血液流道104,从血液流出口103流出,基于此,为了减小心衰患者左心室负荷,辅助心脏泵血,血液流入口需要位于左心室中,血液流出口需要位于主动脉内。

[0059] 在本发明中,心室导管泵除了包含上述结构之外,还集成定位组件。上述定位组件可以是超声探头、磁传感器、电极等,上述定位组件可以与体外的接收器相配合,实现采集位置信息的功能。

[0060] 上述定位组件可以集成于心室导管泵所包含的一种或多种结构,如集成于猪尾管、血液流入口、血液流道、血液流出口、电机壳体、导管、导丝等。

[0061] 本发明各实施例的执行主体可以是心室导管泵的控制装置,控制装置用于检测心室导管泵/患者的相关参数、以及控制心室导管泵系统的运行。

[0062] 心室导管泵在植入患者心脏时,首先是通过心室导管泵的导丝将心室导管泵植入

至心脏中,在心室导管泵位于心脏后,心室导管泵开始运行,辅助心脏泵血。基于这一过程,本发明所提供的定位方案/装置的应用场景可以是以下两个场景:

[0063] 1. 利用导丝将心室导管泵植入心脏的应用场景。

[0064] 在这一过程中,定位组件可以集成于上述导丝上,这样可以利用本发明所提供的定位方法实时跟踪心室导管泵,以提高植入效率以及精度。

[0065] 2. 心室导管泵植入心脏后辅助心脏泵血的全过程的应用场景。

[0066] 在这一过程中,定位组件可以集成于心室导管泵中的血液入血口、血液出血口、导管等。

[0067] 参见图2,图2为本发明实施例提供的第一种心室导管泵的位置检测方法的流程示意图,上述方法包括以下步骤S201-S204。

[0068] 步骤S201:确定包含目标时间段内每一时刻的心室导管泵的电流的电流序列,并确定包含目标时间段内每一时刻的目标对象的压力的压力序列。

[0069] 上述目标时间段为:当前时刻之前延伸预设时长的时间段,上述预设时长为预先设定的时长,上述预设时长可以为5min、10min、20min等。以一个例子说明上述目标时间段,若当前时刻为上午10:00,预设时长为10min,那么上述目标时间段为:9:50-10:00。

[0070] 上述目标对象为植入心室导管泵的对象。

[0071] 电流序列表征目标时间段内心室导管泵的电流的变化情况,上述电流序列中所包含的电流可以是按照所包含每一电流对应时刻的先后顺序排列的;压力序列表征目标时间段内心室导管泵的压力的变化情况,上述压力序列所包含的压力可以是按照所包含每一压力对应时刻的先后顺序排列的。

[0072] 在心室导管泵运行时,可以实时采集心室导管泵的电流以及心脏压力,并将所采集的上述信息存储至存储器中。在对心室导管泵进行定位时,可以从存储器中读取所存储的信息,具体的,在存储上述信息时,可以按照信息采集时刻的顺序存储上述信息,基于此,可以从所存储的信息中读取目标时间段对应的电流序列以及压力序列。

[0073] 步骤S202:基于电流序列与压力序列,计算心室导管泵位于目标对象心脏中的第一区域。

[0074] 在计算第一区域时,可以对电流序列进行特征提取,并对压力序列进行特征提取,得到电流特征以及压力特征,将电流特征与压力特征输入预先训练的位置估算模型中,得到位置估算模型输出的区域位置信息,将上述区域位置信息所形成的区域确定为第一区域。

[0075] 上述位置估算模型是预先基于样本电流特征与样本压力特征作为训练样本、以样本心室导管泵位于患者心脏的实际区域作为训练基准、对初始神经网络模型进行训练得到的、用于估算心室导管泵的区域位置信息。样本电流特征为包含样本心室导管泵的电流的样本电流序列的电流特征,样本压力特征为包含患者心脏的心脏压力的样本压力序列的压力特征。

[0076] 由于第一区域是基于电流序列与压力序列计算得到的,电流序列表征的是心室导管泵的电机特性,压力序列表征的是患者心脏的生理特性,结合心室导管泵的电机特征以及患者心脏的生理特性,综合计算心室导管泵所在区域,这样计算得到的第一区域融合了心室导管泵的应用场景,针对性考虑心室导管泵场景运行性能,使得心室导管泵位置检测

准确性提高。

[0077] 步骤S203:获取目标时间段内每一时刻定位组件所采集的位置信息,基于所获取的位置信息,确定心室导管泵位于目标对象心脏中的第二区域。

[0078] 上述心室导管泵集成定位组件,定位组件用于采集心室导管泵的位置信息。

[0079] 在确定第二区域时,可以计算定位组件所采集的位置信息的平均值,将上述平均值确定为心室导管泵所在区域的中心位置,以该中心位置向各方向延伸预设长度,得到心室导管泵位于目标对象心脏中的第二区域。

[0080] 由于是利用定位组件采集的位置信息确定第二区域,定位组件本身是用于采集位置信息,那么所确定的第二区域的准确度较高。

[0081] 步骤S204:基于第一区域、第二区域,计算心室导管泵的目标位置。

[0082] 在计算心室导管泵的目标位置时,可以将第一区域与第二区域之间的重合区域确定为心室导管泵所在的区域,还可以将包含第一区域与第二区域的区域确定为心室导管泵所在的区域,将所确定的上述区域的各位置参数值确定为心室导管泵的目标位置,上述位置参数值可以包括区域的中心位置、各顶点位置、与心脏之间的相对位置等。

[0083] 由以上可见,应用本实施例提供的方案,由于是基于第一区域、第二区域计算得到的心室导管泵的目标位置,第二区域是基于心室导管泵集成的定位组件所采集的位置信息确定的,定位组件所采集的位置信息比较准确的,这样第二区域包含心室导管泵的位置的准确度较高,在此基础上,又结合心室导管泵运行特性以及目标对象心脏的生理特性计算第一区域,第一区域有针对性地考虑心室导管泵的运行场景。因此,结合第一区域、第二区域,能够提高心室导管泵位置检测的准确度。

[0084] 而且,在本实施例中,仅用到心室导管泵的电流感知信息、目标对象心脏的压力信息以及定位组件所采集的位置信息,不需要用到X射线等对人体辐射危害大的设备所采集的信息。因此,采用本实施例提供的方案能够提高心室导管泵位置检测的安全性。

[0085] 在前述图2对应的实施例的步骤S202中,除了可以采用提及的方式确定第一区域之外,还可以按照下述图3对应的实施例的步骤S302-S306实现。基于此,本发明的一个实施例中,参见图3,图3为本发明实施例提供的第二种心室导管泵的位置检测方法的流程示意图,上述方法包括以下步骤S301-S308。

[0086] 步骤S301:确定包含目标时间段内每一时刻的心室导管泵的电流感知的电流感知序列,并确定包含目标时间段内每一时刻的目标对象的心脏压力的压力序列。

[0087] 上述目标时间段为;当前时刻之前延伸预设时长的时间段。目标对象为植入心室导管泵的对象。

[0088] 上述步骤S301与前述步骤S201相同,在此不进行详述。

[0089] 步骤S302:针对电流感知序列所包含的每一时刻的电流感知,基于该时刻的电流感知、以及该时刻的相邻时刻的电流感知,计算该时刻的电流感知的变化率。

[0090] 上述相邻时刻可以是该时刻之前的相邻时刻,也可以是该时刻之后的相邻时刻,还可以是该时刻之前的相邻时刻、之后的相邻时刻,对此并不限定。

[0091] 上述电流感知的变化率表征每一时刻的电流感知的相对变化情况。在计算电流感知的变化率时,可以计算电流感知与相邻时刻的电流感知之间的电流感知差,将电流感知差与预设单位时间之间的比值,作为电流感知的变化率。上述预设单位时间可以是1s。

[0092] 步骤S303:基于所计算的电流的变化率,调整电流序列所包含的电流。

[0093] 由于电流的变化率能够反映心室导管泵的电变化的深层信息。上述电变化的深层信息可以包括心室导管泵与目标对象身体组织接触引起的电偏差、目标对象身体运动引起的电偏差、电检测组件自身的检测误差等。利用上述电的变化率,能够准确地调整电序列。

[0094] 在调整电序列所包含的电时,一种实施方式中,可以针对每一电的变化率,调整电序列所包含相对应时刻的电。

[0095] 例如,可以针对目标时间段内每一时刻,计算该时刻对应的变化率与预设调整系数之间的乘积,基于计算得到的乘积更新该时刻的电,如计算上述乘积与原电之间的和值/差值。

[0096] 另一种实施方式中,可以对所计算的变化率所形成的矩阵进行特征分解,得到变化率特征值,作为电变化幅度,确定所计算的变化率中小于上述电变化幅度的第一目标变化率,针对上述每一第一目标变化率,调整相对应时刻的电。

[0097] 步骤S304:针对压力序列所包含的每一时刻的压力,基于该时刻的压力、以及该时刻的相邻时刻的压力,计算该时刻的压力的变化率。

[0098] 上述相邻时刻可以是该时刻之前的相邻时刻,也可以是该时刻之后的相邻时刻,还可以是该时刻之前的相邻时刻、之后的相邻时刻,对此并不限定。

[0099] 上述压力的变化率表征每一时刻的压力的相对变化情况。在计算压力的变化率时,可以计算压力与相邻时刻的压力之间的电差,将电差与预设单位时间之间的比值,作为压力的变化率。上述预设单位时间可以是1s。

[0100] 步骤S305:基于所计算的压力的变化率,调整压力序列所包含的压力。

[0101] 由于压力的变化率能够反映心室导管泵的压力变化的深层信息。上述压力变化的深层信息可以包括心室导管泵与目标对象身体组织接触引起的压力偏差、目标对象身体运动引起的压力偏差、压力检测组件自身的检测误差等。利用上述压力的变化率,能够准确地调整压力序列。

[0102] 在调整压力序列所包含的电时,一种实施方式中,可以针对每一压力的变化率,调整压力序列所包含相对应时刻的压力。

[0103] 例如,可以针对目标时间段内每一时刻,计算该时刻对应的变化率与预设调整系数之间的乘积,基于计算得到的乘积更新该时刻的压力,如计算上述乘积与原压力之间的和值/差值。

[0104] 另一种实施方式中,可以对所计算的变化率所形成的矩阵进行特征分解,得到变化率特征值,作为压力变化幅度,确定所计算的变化率中小于上述压力变化幅度的第二目标变化率,针对上述每一第二目标变化率,调整相对应时刻的压力。

[0105] 步骤S306:基于调整后的电序列与调整后的压力序列,计算心室导管泵位于目标对象心脏中的第一区域。

[0106] 在计算第一区域时,可以对调整后的电序列进行特征提取,并对调整后的压力序列进行特征提取,将提取得到的特征输入前述位置估算模型中,得到位置估算模型输出的区域位置信息,将上述区域位置信息所形成的区域确定为第一区域。

[0107] 步骤S307:获取目标时间段内每一时刻定位组件所采集的位置信息,基于所获取

的位置信息,确定心室导管泵位于目标对象心脏中的第二区域。

[0108] 步骤S308:基于第一区域、第二区域,计算心室导管泵的目标位置。

[0109] 上述步骤S307-S308与前述步骤S203-S204相同,在此不进行详述。

[0110] 由以上可见,应用本实施例提供的方案,由于第一区域是基于调整后的电流序列与压力序列确定的,调整后的电流序列是利用表征电流序列的变化情况的变化率对电流序列进行调整的,调整后的压力序列是利用表征压力序列的变化情况的变化率对压力序列进行调整的。所以,在确定第一区域时,既考虑了电流序列、压力序列这一表层信息,还对电路序列、压力序列进行深入挖掘,确定得到目标时间段内电流序列、压力序列的信息变化这一深层信息,综合表层信息和深层信息确定第一区域,从而提高了第一区域确定的准确度。

[0111] 在前述图3对应的实施例的步骤S303中,除了可以采用提及的方式调整电流序列所包含的电流之外,还可以按照下述步骤A1-A3实现。

[0112] 步骤A1:判断所计算的电流的变化率是否大于预设电流变化率阈值。若为是,执行步骤A2;若为否,执行步骤A3。

[0113] 步骤A2:针对所计算的每一电流的变化率,对包含该电流的变化率的电流变化率序列进行特征提取,得到电流变化率序列的第一特征值,基于第一特征值,对该电流的变化率进行调整,基于调整后的电流的变化率,调整电流序列所包含的电流。

[0114] 由于本步骤A2是在变化率大于预设电流变化率阈值的情况下,也即电流变化率过大的情况下,执行本步骤。因此,在本实施例中,针对电流变化率过大的情况进行限制,这样,基于调整后的电流的变化率调整电流序列时,能够避免调整后的电流序列出现极端数据的情况,从而提高了调整数据的稳定性。

[0115] 上述电流变化率序列中还包含:电流序列中该电流对应时刻的第一预设数量个相邻时刻的电流的变化率。上述第一预设数量可以为10、20等。电流变化率序列中所包含的变化率可以是按照各变化率对应电流的时刻的先后顺序排列的。

[0116] 例如:当前所针对电流对应的时刻为10:00,该电流对应的变化率为a1,电流序列所包含的每一电流均有相对应时刻,需要确定电流序列中时刻为10:00的10个相邻时刻的电流的变化率,可以确定10:00之前5个相邻时刻的电流的变化率(如a2、a3、a4、a5、a6)、以及确定10:00之后5个相邻时刻的电流的变化率(如a7、a8、a9、a10、a11),这样所获得的电流变化率序列为:(a1、a2、a3、a4、a5、a6、a7、a8、a9、a10、a11)。

[0117] 上述第一特征值能够反映包含当前所针对电流的变化率的临近变化率的特性。可以采用现有技术中任意一种特征提取方式对上述电流变化率序列进行特征提取。

[0118] 在调整电流的变化率时,一种实施方式中,可以计算上述第一特征值与预设变化率调整系数之间的乘积,将计算得到的上述乘积确定为调整后的变化率。

[0119] 另一种实施方式中,可以按照以下表达式调整电流的变化率:

$$[0120] \quad I_{new} = \frac{\tau_1 \|\sigma_1 I_{old} - \overline{I_{old}}\|^2}{\gamma_1 \|I_{old}\|^2} + I_{old};$$

[0121] 其中, I_{old} 为调整前电流的变化率, I_{new} 为调整后电流的变化率, $\overline{I_{old}}$ 为电流变化率序列的均值, σ_1 为第一特征值, τ_1 为第一预设系数, γ_1 为第二预设系数。其中 τ_1 的取值可以为0.5~1, γ_1 的取值可以为1~1.5。

[0122] 步骤A3:基于所计算的电流的变化率,调整电流序列所包含的电流。

[0123] 由于本步骤A3是在变化率小于或者等于预设电流变化率阈值的情况下,也即电流变化率较为平稳的情况下,执行本步骤。因此,在本实施例中,直接利用所计算的电流的变化率调整电流序列,能够利用电流的变化率所表征的电流序列的变化情况对电流序列进行调整,从而提高调整的准确度。

[0124] 在调整电流序列所包含的电流时,可以按照前述步骤S303所采用的方式,调整上述电流序列所包含的电流,在此不进行详述。

[0125] 可以看到,在本实施例中,一方面,针对电流的变化率过大的情况,对电流的变化率进行限制,并且利用包含电流的变化率的变换率序列的序列特征进行调整,基于与电流的变化率相关联的序列特征,能够保证电流变化率调整的准确度,这样,基于调整后的电流的变化率调整电流序列时,能够避免调整后的电流序列出现极端数据的情况,从而提高了调整数据的稳定性;另一方面,针对电流变化率变化较为平稳的情况下,直接利用所计算的电流的变化率调整电流序列,能够利用电流的变化率所表征的电流序列的变化情况对电流序列进行调整,从而提高调整的准确度。

[0126] 在前述图3对应的实施例的步骤S305中,除了可以采用提及的方式调整压力序列所包含的压力之外,还可以按照下述步骤B1-B3实现。

[0127] 步骤B1:判断所计算的压力的变化率是否大于预设压力变化率阈值。若为是,执行步骤B2;若为否,执行步骤B3。

[0128] 步骤B2:针对所计算的每一压力的变化率,对包含该压力的变化率的压力变化率序列进行特征提取,得到压力变化率序列的第二特征值,基于第二特征值,对该压力的变化率进行调整,基于调整后的压力的变化率,调整压力序列所包含的压力。

[0129] 由于本步骤B2是在压力的变化率大于预设压力变化率阈值的情况下,也即压力变化率过大的情况下,执行本步骤。因此,在本实施例中,对压力变化率进行限制,并且,利用压力变化率的相关联的序列特征对压力变化率进行调整,能够保证压力变化率调整的准确度,这样,基于调整后的压力变化率调整压力序列所包含的压力,能够提高数据调整的稳定性。

[0130] 上述压力变化率序列中还包含:压力序列中该压力对应时刻的第二预设数量个相邻时刻的压力的变化率。上述第二预设数量可以为10、20等。压力变化率序列中所包含的变化率可以是按照各变化率对应压力的时刻的先后顺序排列的。

[0131] 例如:当前所针对压力对应的时刻为10:30,该压力对应的变化率为b1,压力序列所包含的每一压力均有相对应时刻,需要确定压力序列中时刻为10:30的10个相邻时刻的压力的变化率,可以确定10:30之前5个相邻时刻的压力的变化率(如b2、b3、b4、b5、b6)、以及确定10:30之后5个相邻时刻的压力的变化率(如b7、b8、b9、b10、b11),这样所获得的压力变化率序列为:(b1、b2、b3、b4、b5、b6、b7、b8、b9、b10、b11)。

[0132] 上述第二特征值能够反映包含当前所针对压力的变化率的临近变化率的特性。可以采用现有技术中任意一种特征提取方式对上述压力变化率序列进行特征提取。

[0133] 在调整压力的变化率时,一种实施方式中,可以计算上述第二特征值与预设变化率调整系数之间的乘积,将计算得到的上述乘积确定为调整后的变化率。

[0134] 另一种实施方式中,可以按照以下表达式调整压力的变化率:

$$[0135] \quad P_{new} = \frac{\tau_2 \|\sigma_2 P_{old} - \overline{P_{old}}\|^2}{\gamma_2 \|P_{old}\|^2} + P_{old};$$

[0136] 其中, P_{old} 为调整前压力的变化率, P_{new} 为调整后压力的变化率, $\overline{P_{old}}$ 为压力变化率序列的均值, σ_2 为第二特征值, τ_2 为第三预设系数, γ_2 为第四预设系数。其中 τ_2 的取值可以为 0.5~1, γ_2 的取值可以为 1~1.5。

[0137] 步骤B3: 基于所计算的压力的变化率, 调整压力序列所包含的压力。

[0138] 由于本步骤B3是在变化率小于或者等于预设压力变化率阈值的情况下, 也即压力变化率较为平稳的情况下, 执行本步骤。因此, 在本实施例中, 直接利用所计算的压力的变化率调整压力序列, 能够利用压力的变化率所表征的压力序列的变化情况对压力序列进行调整, 从而提高调整的准确度。

[0139] 在调整压力序列所包含的压力时, 可以按照前述步骤S305所采用的方式, 调整上述压力序列所包含的压力, 在此不进行详述。

[0140] 可以看到, 在本实施例中, 一方面, 针对压力的变化率过大的情况, 对压力的变化率进行限制, 并且利用包含压力的变化率的变换率序列的序列特征进行调整, 基于与压力的变化率相关联的序列特征, 能够保证压力变化率调整的准确度, 这样, 基于调整后的压力的变化率调整压力序列时, 能够避免调整后的压力序列出现极端数据的情况, 从而提高了调整数据的稳定性; 另一方面, 针对压力变化率变化较为平稳的情况下, 直接利用所计算的压力的变化率调整压力序列, 能够利用压力的变化率所表征的压力序列的变化情况对压力序列进行调整, 从而提高调整的准确度。

[0141] 前述图2对应的实施例的步骤S202中, 除了可以采用前述所提及的第一区域计算方式之外, 还可以按照下述步骤C1-C3实现。在本实施例中, 压力序列由位于心室导管泵的预设组件上的压力传感器采集得到, 上述预设组件可以为血液流入口、血液流出口或导管等。

[0142] 步骤C1: 基于压力序列, 确定心室导管泵的预设组件位于目标对象心脏中的第三区域。

[0143] 一种实施方式中, 可以提取上述压力的压力特征, 计算压力特征与预设区域的压力特征之间的相似度, 将最大相似度对应的预设区域确定为心室导管泵的预设组件所在的第三区域。上述预设区域可以包括心脏左心室区域、主动脉区域、右心室区域、肺动脉区域等。

[0144] 另一种实施方式中, 可以对压力序列进行统计分析, 得到统计分析结果, 如计算压力序列的最大值、最小值、平均值、离散度等, 将统计分析结果与预设区域的目标范围进行比较, 将包含上述统计分析结果的目标范围对应的预设区域确定为心室导管泵的预设组件所在的第三区域。

[0145] 步骤C2: 计算电流序列与压力序列之间的相关度。

[0146] 上述相关度表示电流序列与压力序列之间的关联度, 当相关度越大, 表示电流序列与压力序列之间具有强相关的关系; 当相关度越小, 表示电流序列与压力序列之间具有弱相关的关系。

[0147] 一种实施方式中, 可以按照以下表达式计算上述相关度 r :

$$[0148] \quad r = \frac{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1} * \frac{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}{n-1}}}$$

[0149] 其中, x_i 表示电流序列中序列号为 i 的电流值, \bar{x} 为电流序列的均值, y_i 表示压力序列中序列号为 i 的压力值, \bar{y} 为压力序列的均值, n 表示电流序列/压力序列所包含电流/压力的数量。

[0150] 步骤C3: 基于相关度以及第三区域, 确定心室导管泵位于目标对象心脏中的第一区域。

[0151] 在确定上述第一区域时, 一种实施方式中, 基于相关度确定心室导管泵所在的区域, 利用上述所确定的区域以及第三区域, 估算第一区域。

[0152] 具体的, 在利用相关度判断心室导管泵所在区域时, 可以判断相关度是否大于预设相关度阈值, 若为是, 确定心室导管泵的血液入血口位于左心室内的区域, 血液出血口位于主动脉内的区域; 若为否, 确定心室导管泵的血液入血口、血液出血口位于同一区域内。这种情况下, 可以基于预先获取的目标对象心脏的左心室以及主动脉的三维模型, 确定心室导管泵的区域位置信息。

[0153] 若预设组件为血液出血口, 当基于相关度确定心室导管泵的血液入血口位于左心室内的区域、血液出血口位于主动脉内的区域区域时, 基于相关度所确定的区域、以及血液出血口所在的第三区域这两类区域, 可以估算得到心室导管泵所在的第一区域; 当基于相关度确定心室导管泵的血液入血口、出血口位于同一区域, 血液出血口位于左心室内的第三区域时, 那么, 可以基于相关度所确定的区域以及第三区域这两类区域, 可以估算得到心室导管泵所在左心室内的区域, 如可以将上述两类区域的重合区域确定为第一区域, 或者将包含上述两类区域的区域确定为第一区域。

[0154] 可以看到, 在本实施例中, 第一区域是利用相关度以及第三区域确定的道德, 一方面, 相关度表征目标时间段内心室导管泵的电流序列与心脏的压力序列之间的关联关系, 另一方面, 第三区域是基于心室导管泵预设组件上集成的压力传感器采集得到的压力信息确定的, 因此, 综合上述两个方面, 所确定的第一区域既考虑了电流与压力之间的关联关系, 同时融合预设组件所继承压力传感器所采集的压力信息, 从而提高了第一区域的准确度。

[0155] 与上述心室导管泵的位置检测方法相对应, 本发明实施例还提供了一种心室导管泵的位置检测装置。

[0156] 参见图4, 图4为本发明实施例提供的第一种心室导管泵的位置检测装置的结构示意图, 所述心室导管泵集成定位组件, 所述定位组件用于采集所述心室导管泵的位置信息, 上述装置包括401-404。

[0157] 信息确定模块401, 用于确定包含目标时间段内每一时刻的心室导管泵的电流的电流序列, 并确定包含目标时间段内每一时刻的目标对象的压力序列, 其中, 所述目标时间段为: 当前时刻之前延伸预设时长的时间段, 所述目标对象为植入所述心室导管泵的对象;

[0158] 第一区域计算模块402,用于基于所述电流序列与压力序列,计算所述心室导管泵位于所述目标对象心脏中的第一区域;

[0159] 第二区域计算模块403,用于获取所述目标时间段内每一时刻所述定位组件所采集的位置信息,基于所获取的位置信息,确定所述心室导管泵位于所述目标对象心脏中的第二区域;

[0160] 位置计算模块404,用于基于所述第一区域、第二区域,计算所述心室导管泵的目标位置。

[0161] 由以上可见,应用本实施例提供的方案,由于是基于第一区域、第二区域计算得到的心室导管泵的目标位置,第二区域是基于心室导管泵集成的定位组件所采集的位置信息确定的,定位组件所采集的位置信息比较准确的,这样第二区域包含心室导管泵的位置的准确度较高,在此基础上,又结合心室导管泵运行特性以及目标对象心脏的生理特性计算第一区域,第一区域有针对性地考虑心室导管泵的运行场景。因此,结合第一区域、第二区域,能够提高心室导管泵位置检测的准确度。

[0162] 本发明的一个实施例中,上述压力序列由位于所述心室导管泵的预设组件上的压力传感器采集得到,所述第一区域计算模块,具体用于基于所述压力序列,确定所述心室导管泵的预设组件位于所述目标对象心脏中的第三区域;计算所述电流序列与压力序列之间的相关度;基于所述相关度以及所述第三区域,确定所述心室导管泵位于所述目标对象心脏中的第一区域。

[0163] 可以看到,在本实施例中,第一区域是利用相关度以及第三区域确定的道德,一方面,相关度表征目标时间段内心室导管泵的电流序列与心脏的压力序列之间的关联关系,另一方面,第三区域是基于心室导管泵预设组件上集成的压力传感器采集得到的压力信息确定的,因此,综合上述两个方面,所确定的第一区域既考虑了电流与压力之间的关联关系,同时融合预设组件所继承压力传感器所采集的压力信息,从而提高了第一区域的准确度。

[0164] 参见图5,图5为本发明实施例提供的第二种心室导管泵的位置检测装置的结构示意图,前述图4对应实施例的第一区域计算模块402,可以包括下述502-506。

[0165] 信息确定模块501,用于确定包含目标时间段内每一时刻的心室导管泵的电流的电流序列,并确定包含目标时间段内每一时刻的目标对象的压力序列,其中,所述目标时间段为;当前时刻之前延伸预设时长的时间段,所述目标对象为植入所述心室导管泵的对象。

[0166] 上述信息确定模块501与前述图4对应的实施例中的信息确定模块401相同。

[0167] 第一变化率计算子模块502,用于针对所述电流序列所包含的每一时刻的电流,基于该时刻的电流、以及该时刻的相邻时刻的电流,计算该时刻的电流的变化率;

[0168] 电流调整子模块503,用于基于所计算的电流的变化率,调整所述电流序列所包含的电流;

[0169] 第二变化率计算子模块504,用于针对所述压力序列所包含的每一时刻的压力,基于该时刻的压力、以及该时刻的相邻时刻的压力,计算该时刻的压力的变化率;

[0170] 压力调整子模块505,用于基于所计算的压力的变化率,调整所述压力序列所包含的压力;

[0171] 区域计算子模块506,用于基于调整后的电流序列与调整后的压力序列,计算所述心室导管泵位于所述目标对象心脏中的第一区域。

[0172] 第二区域计算模块507,用于获取所述目标时间段内每一时刻所述定位组件所采集的位置信息,基于所获取的位置信息,确定所述心室导管泵位于所述目标对象心脏中的第二区域;

[0173] 位置计算模块508,用于基于所述第一区域、第二区域,计算所述心室导管泵的目标位置。

[0174] 上述第二区域计算模块507与前述图4对应的实施例中第二区域计算模块504相同;上述位置计算模块508与前述图4对应的实施例中位置计算模块508相同。

[0175] 由以上可见,应用本实施例提供的方案,由于第一区域是基于调整后的电流序列与压力序列确定的,调整后的电流序列是利用表征电流序列的变化情况的变化率对电流序列进行调整的,调整后的压力序列是利用表征压力序列的变化情况的变化率对压力序列进行调整的。所以,在确定第一区域时,既考虑了电流序列、压力序列这一表层信息,还对电路序列、压力序列进行深入挖掘,确定得到目标时间段内电流序列、压力序列的信息变化这一深层信息,综合表层信息和深层信息确定第一区域,从而提高了第一区域确定的准确度。

[0176] 本发明的一个实施例中,上述电流调整子模块,具体用于判断所计算的电流的变化率是否大于预设电流变化率阈值;若为是,针对所计算的每一电流的变化率,对包含该电流的变化率的电流变化率序列进行特征提取,得到所述电流变化率序列的第一特征值,基于所述第一特征值,对该电流的变化率进行调整,基于调整后的电流的变化率,调整所述电流序列所包含的电流,其中,所述电流变化率序列中还包含:所述电流序列中该电流对应时刻的第一预设数量个相邻时刻的电流的变化率;若为否,基于所计算的电流的变化率,调整所述电流序列所包含的电流。

[0177] 可以看到,在本实施例中,一方面,针对电流的变化率过大的情况,对电流的变化率进行限制,并且利用包含电流的变化率的变换率序列的序列特征进行调整,基于与电流的变化率相关联的序列特征,能够保证电流变化率调整的准确度,这样,基于调整后的电流的变化率调整电流序列时,能够避免调整后的电流序列出现极端数据的情况,从而提高了调整数据的稳定性;另一方面,针对电流变化率变化较为平稳的情况下,直接利用所计算的电流的变化率调整电流序列,能够利用电流的变化率所表征的电流序列的变化情况对电流序列进行调整,从而提高调整的准确度。

[0178] 本发明的一个实施例中,上述压力调整子模块,具体用于判断所计算的压力的变化率是否大于预设压力变化率阈值;若为是,针对所计算的每一压力的变化率,对包含该压力的变化率的压力变化率序列进行特征提取,得到所述压力变化率序列的第二特征值,基于所述第二特征值,对该压力的变化率进行调整,基于调整后的压力的变化率,调整所述压力序列所包含的压力,其中,所述压力变化率序列中还包含压力序列中该压力对应时刻的第二预设数量个相邻时刻的压力的变化率;若为否,基于所计算的压力的变化率,调整所述压力序列所包含的压力。

[0179] 可以看到,在本实施例中,一方面,针对压力的变化率过大的情况,对压力的变化率进行限制,并且利用包含压力的变化率的变换率序列的序列特征进行调整,基于与压力的变化率相关联的序列特征,能够保证压力变化率调整的准确度,这样,基于调整后的压力

的变化率调整压力序列时,能够避免调整后的压力序列出现极端数据的情况,从而提高了调整数据的稳定性;另一方面,针对压力变化率变化较为平稳的情况下,直接利用所计算的压力的变化率调整压力序列,能够利用压力的变化率所表征的压力序列的变化情况对压力序列进行调整,从而提高调整的准确度。

[0180] 与上述心室导管泵的位置检测方法相对应,本发明实施例还提供了一种电子设备。

[0181] 参见图6,图6为本发明实施例提供的一种电子设备的结构示意图,包括处理器601、通信接口602、存储器603和通信总线604,其中,处理器601,通信接口602,存储器603通过通信总线604完成相互间的通信,

[0182] 存储器603,用于存放计算机程序;

[0183] 处理器601,用于执行存储器603上所存放的程序时,实现本发明实施例提供的心室导管泵的位置检测方法。

[0184] 上述电子设备提到的通信总线可以是外设部件互连标准(Peripheral Component Interconnect,PCI)总线或扩展工业标准结构(Extended Industry Standard Architecture,EISA)总线等。该通信总线可以分为地址总线、数据总线、控制总线等。为便于表示,图中仅用一条粗线表示,但并不表示仅有一根总线或一种类型的总线。

[0185] 通信接口用于上述电子设备与其他设备之间的通信。

[0186] 存储器可以包括随机存取存储器(Random Access Memory,RAM),也可以包括非易失性存储器(Non-Volatile Memory,NVM),例如至少一个磁盘存储器。可选的,存储器还可以是至少一个位于远离前述处理器的存储装置。

[0187] 上述的处理器可以是通用处理器,包括中央处理器(Central Processing Unit,CPU)、网络处理器(Network Processor,NP)等;还可以是数字信号处理器(Digital Signal Processor,DSP)、专用集成电路(Application Specific Integrated Circuit,ASIC)、现场可编程门阵列(Field-Programmable Gate Array,FPGA)或者其他可编程逻辑器件、分立门或者晶体管逻辑器件、分立硬件组件。

[0188] 在本发明提供的又一实施例中,还提供了一种计算机可读存储介质,该计算机可读存储介质内存储有计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现本发明实施例提供的心室导管泵的位置检测方法。

[0189] 在本发明提供的又一实施例中,还提供了一种包含指令的计算机程序产品,当其在计算机上运行时,使得计算机执行时实现本发明实施例提供的心室导管泵的位置检测方法。

[0190] 由以上可见,应用本实施例提供的方案,由于是基于第一区域、第二区域计算得到的心室导管泵的目标位置,第二区域是基于心室导管泵集成的定位组件所采集的位置信息确定的,定位组件所采集的位置信息比较准确的,这样第二区域包含心室导管泵的位置的准确度较高,在此基础上,又结合心室导管泵运行特性以及目标对象心脏的生理特性计算第一区域,第一区域有针对性地考虑心室导管泵的运行场景。因此,结合第一区域、第二区域,能够提高心室导管泵位置检测的准确度。

[0191] 在上述实施例中,可以全部或部分地通过软件、硬件、固件或者其任意组合来实现。当使用软件实现时,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)、或者半导体介质(例如固态硬盘 Solid State Disk (SSD))等。

[0192] 需要说明的是,在本文中,诸如第一和第二等之类的关系术语仅仅用来将一个实体或者操作与另一个实体或操作区分开来,而不一定要求或者暗示这些实体或操作之间存在任何这种实际的关系或者顺序。而且,术语“包括”、“包含”或者任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0193] 本说明书中的各个实施例均采用相关的方式描述,各个实施例之间相同相似的部分互相参见即可,每个实施例重点说明的都是与其他实施例的不同之处。尤其,对于装置、电子设备、计算机可读存储介质实施例而言,由于其基本相似于方法实施例,所以描述的比较简单,相关之处参见方法实施例的部分说明即可。

[0194] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并非用于限定本发明的保护范围。凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换、改进等,均包含在本发明的保护范围内。

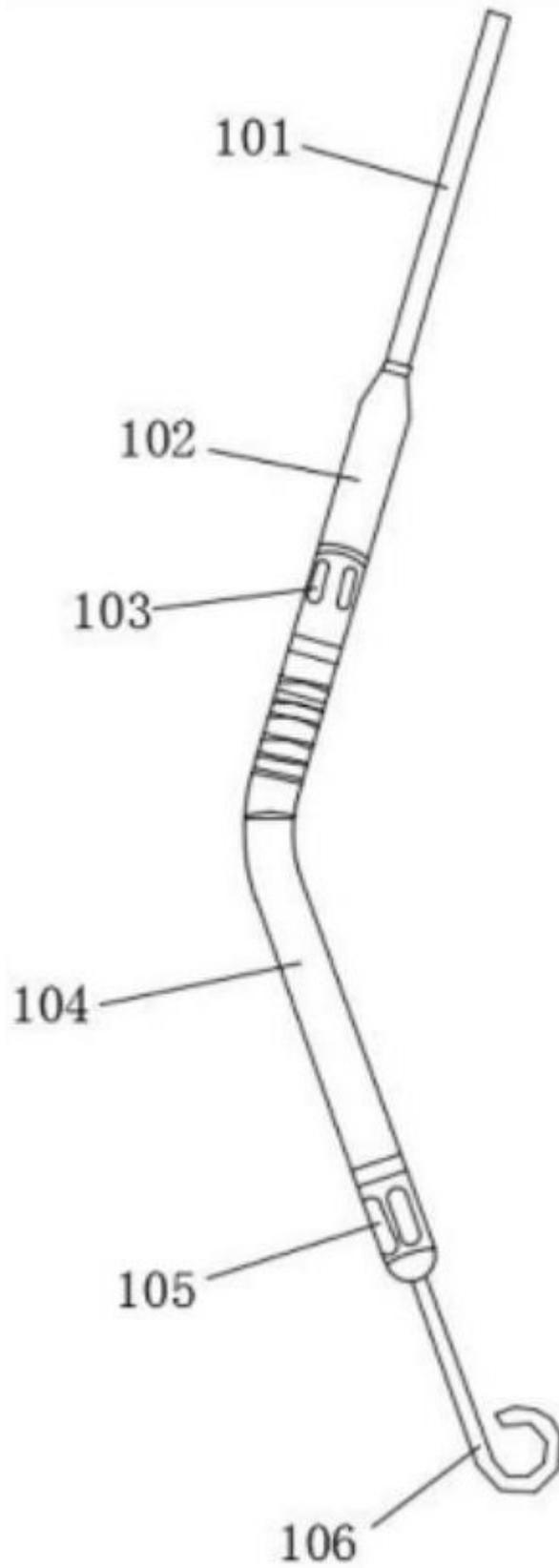


图 1

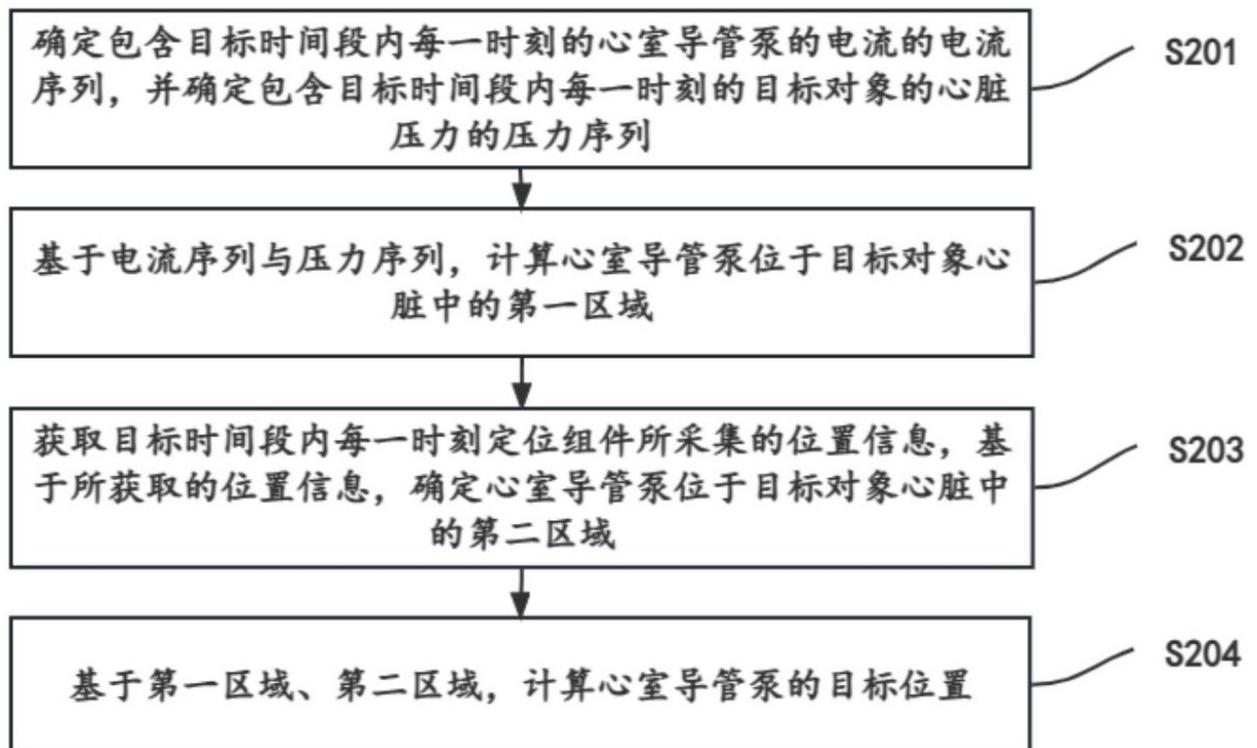


图 2

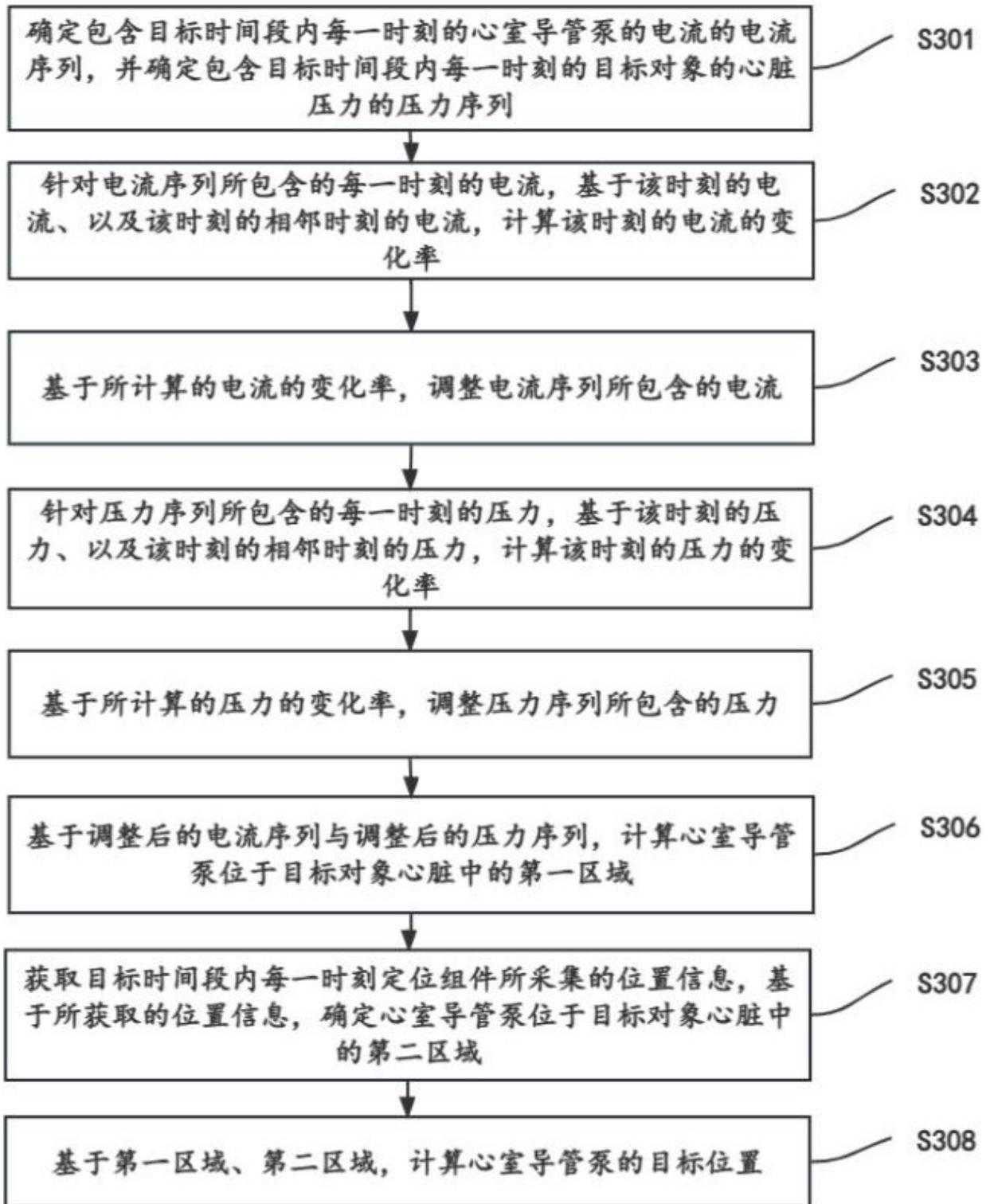


图 3

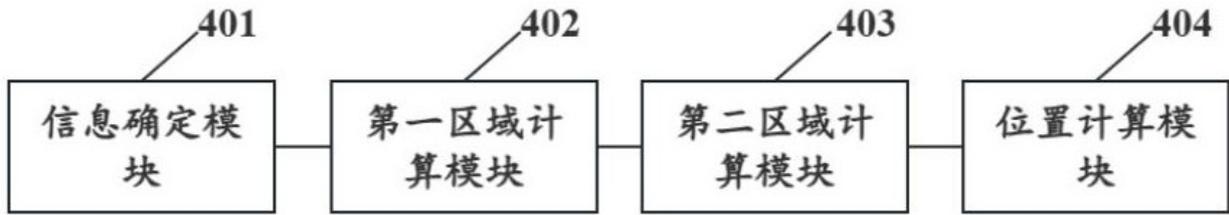


图 4

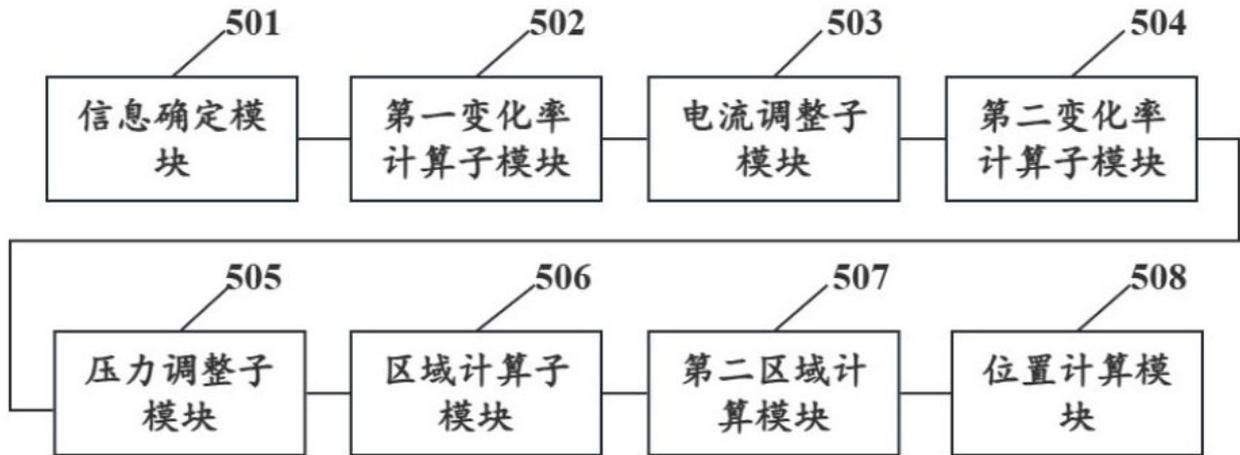


图 5

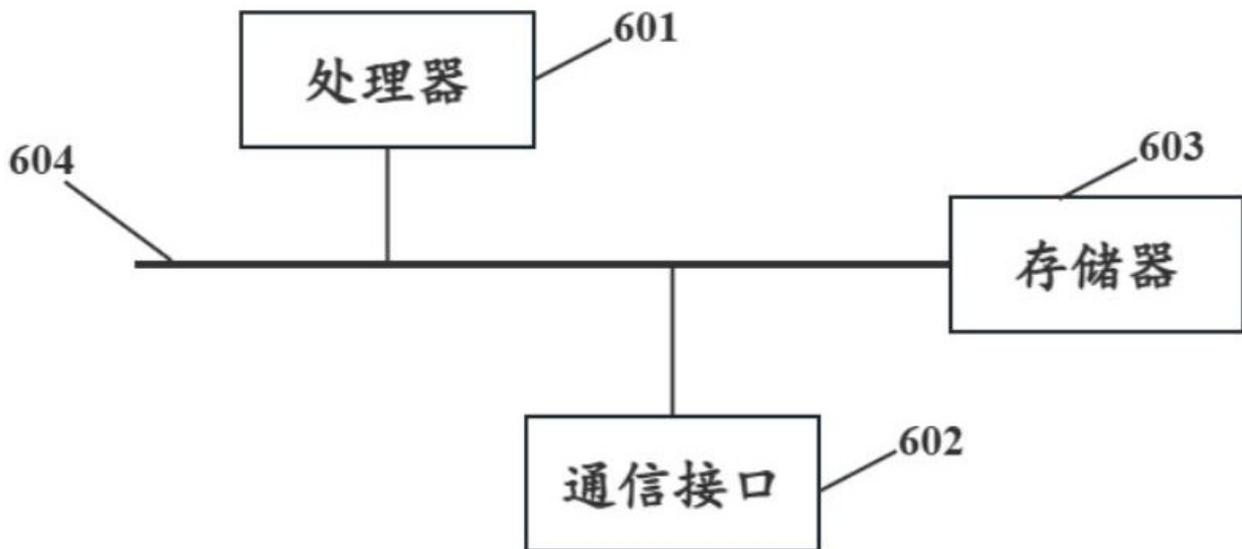


图 6