(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110141215 A
(43)申请公布日 2019.08.20

(21)申请号 201910399830.9

(22)申请日 2019.05.14

(71)申请人 清华大学
地址 100084 北京市海淀区清华大学
申请人 华为技术有限公司

(72)发明人 王贵锦 黄勇锋 丁子建 张宇

(74)专利代理机构 广州三环专利商标代理有限公司 44202
代理人 郝传鑫 熊永强

(51)Int.Cl.
A61B 5/0402(2006.01)
A61B 5/0452(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)

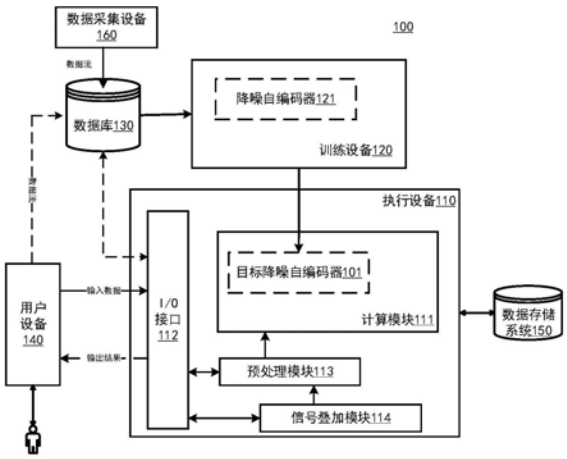
权利要求书4页 说明书36页 附图13页

(54)发明名称

降噪自编码器的训练方法、心电信号的降噪方法及相关装置、设备

(57)摘要

本申请提供了一种降噪自编码器的训练方法、心电信号的降噪方法及相关装置、设备，利用人工智能进行心电信号的降噪，可应用于智能检测心电图等领域，该方法从待降噪心电信号中提取出包括该待降噪心电信号的R峰位置、R-R间距等明显特征的待降噪基准心电信号，通过目标降噪自编码器对待降噪心电信号去除待降噪基准心电信号之后的待降噪剩余心电信号进行降噪，避免目标降噪自编码器对待降噪心电信号中明显特征的降噪处理，使得待降噪基准心电信号和降噪后的剩余心电信号叠加得到降噪后的心电信号可以更好地保留待降噪心电信号中的R峰位置，减少降噪后的心电信号的失真。



CN 110141215 A

1.一种心电信号降噪方法,其特征在于,包括:

获取待降噪心电信号,所述待降噪心电信号包含M拍心电信号,每拍心电信号包含一个QRS波群,M为大于1的正整数;

利用平均节拍减法(average beat subtraction)将所述待降噪心电信号分解为待降噪基准心电信号和待降噪剩余心电信号;

将所述待降噪剩余心电信号输入目标降噪自编码器,得到降噪后的剩余心电信号;

将所述待降噪基准心电信号和所述降噪后的剩余心电信号叠加,得到降噪后的心电信号。

2.根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述利用平均节拍减法(average beat subtraction)将所述待降噪心电信号分解为待降噪基准心电信号和待降噪剩余心电信号包括:

对所述待降噪心电信号中N拍心电信号进行平均处理,得到第一平均心电信号,N小于M,N为正整数;

将所述第一平均心电信号替换所述待降噪心电信号中M拍心电信号对应的B_j,得到所述待降噪基准心电信号,B_j表示所述M拍心电信号中以R_j为中心左右各取Δt区间内的心电信号,R_j为所述M拍心电信号中QRS波群的顶点,j=1,2……M;

从所述待降噪心电信号中移除所述待降噪基准心电信号,得到所述待降噪剩余心电信号。

3.根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述对所述待降噪心电信号中N拍心电信号进行平均处理,得到第一平均心电信号具体包括:

$$\overline{B}=\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}B_i;$$

其中,$\overline{B}$表示所述第一平均心电信号,B_i表示所述N拍心电信号中以R_i为中心左右各取Δt区间内的心电信号,R_i为所述N拍心电信号中QRS波群的顶点,i=1,2……N。

4.根据权利要求1-3任一项所述的方法,其特征在于,所述将所述待降噪剩余心电信号输入目标降噪自编码器,得到降噪后的剩余心电信号之前,所述方法还包括:

将无噪心电信号和肌电噪声信号叠加,得到合成心电信号,所述无噪心电信号包含H拍心电信号,每拍心电信号包含一个QRS波群,H为大于1的正整数,所述无噪心电信号的信噪比不小于第一阈值;

利用平均节拍减法(average beat subtraction)将所述合成心电信号分解为基准心电信号和含噪剩余心电信号;

从所述无噪心电信号中移除所述基准心电信号,得到无噪剩余心电信号;

根据所述含噪剩余心电信号和所述无噪剩余心电信号训练降噪自编码器,得到所述目标降噪自编码器,其中,所述含噪剩余心电信号为训练输入,所述无噪剩余心电信号为训练标签。

5.根据权利要求4所述的方法,其特征在于,所述利用平均节拍减法(average beat subtraction)将所述合成心电信号分解为基准心电信号和含噪剩余心电信号包括:

对所述合成心电信号中W拍心电信号进行平均处理,得到第二平均心电信号,W小于H,W

为正整数;所述第二平均心电信号替换所述合成心电信号中H拍心电信号对应的A_j,得到所述基准心电信号,A_j表示所述H拍心电信号中以R_j为中心左右各取Δt区间内的心电信号,R_j为所述W拍心电信号中QRS波群的顶点,j=1,2……H;

从所述合成心电信号中移除所述基准心电信号,得到所述含噪剩余心电信号。

6.根据权利要求5所述的方法,其特征在于,所述对所述合成心电信号中W拍心电信号进行平均处理,得到第二平均心电信号具体包括:

$$\overline{A}=\frac{1}{W}\sum_{k=1}^{W}A_k\ ;$$

其中,$\overline{A}$表示所述第二平均心电信号,A_k表示所述W拍心电信号中以R_k为中心左右各取Δt区间内的心电信号,R_k为所述W拍心电信号中QRS波群的顶点,k=1,2……W。

7.一种降噪自编码器的训练方法,其特征在于,包括:

将无噪心电信号和肌电噪声信号叠加,得到合成心电信号,所述无噪心电信号包含H拍心电信号,每拍心电信号包含一个QRS波群,H为大于1的正整数,所述无噪心电信号的信噪比不小于第一阈值;

利用平均节拍减法(average beat subtraction)将所述合成心电信号分解为基准心电信号和含噪剩余心电信号;

从所述无噪心电信号中移除所述基准心电信号,得到无噪剩余心电信号;

根据所述含噪剩余心电信号和所述无噪剩余心电信号训练降噪自编码器,其中,所述含噪剩余心电信号为训练输入,所述无噪剩余心电信号为训练标签。

8.根据权利要求7所述的方法,其特征在于,所述利用平均节拍减法(average beat subtraction)将所述合成心电信号分解为基准心电信号和含噪剩余心电信号包括:

对所述合成心电信号中W拍心电信号进行平均处理,得到第二平均心电信号,W小于H,W为正整数;

将所述第二平均心电信号替换所述合成心电信号中H拍心电信号对应的A_j,得到所述基准心电信号,A_j表示所述H拍心电信号中以R_j为中心左右各取Δt区间内的心电信号,R_j为所述W拍心电信号中QRS波群的顶点,j=1,2……H;

从所述合成心电信号中移除所述基准心电信号,得到所述含噪剩余心电信号。

9.根据权利要求8所述的方法,其特征在于,所述对所述合成心电信号中W拍心电信号进行平均处理,得到第二平均心电信号具体包括:

$$\overline{A}=\frac{1}{W}\sum_{k=1}^{W}A_k\ ;$$

其中,$\overline{A}$表示所述第二平均心电信号,A_k表示所述W拍心电信号中以R_k为中心左右各取Δt区间内的心电信号,R_k为所述W拍心电信号中QRS波群的顶点,k=1,2……W。

10.一种心电信号降噪装置,其特征在于,包括:

获取单元,用于获取待降噪心电信号,所述待降噪心电信号包含M拍心电信号,每拍心电信号包含一个QRS波群,M为大于1的正整数;

第一分解单元,利用平均节拍减法(average beat subtraction)将所述待降噪心电信号分解为待降噪基准心电信号和待降噪剩余心电信号;

降噪单元，用于将所述待降噪剩余心电信号输入目标降噪自编码器，得到降噪后的剩余心电信号；

叠加单元，用于将所述待降噪基准心电信号和所述降噪后的剩余心电信号叠加，得到降噪后的心电信号。

11.根据权利要求10所述的装置，其特征在于，所述第一分解单元具体用于：

对所述待降噪心电信号中N拍心电信号进行平均处理，得到第一平均心电信号，N小于M，N为正整数；

将所述第一平均心电信号替换所述待降噪心电信号中M拍心电信号对应的B_j，得到所述待降噪基准心电信号，B_j表示所述M拍心电信号中以R_j为中心左右各取Δt区间内的心电信号，R_j为所述M拍心电信号中QRS波群的顶点，j＝1,2……M；

从所述待降噪心电信号中移除所述待降噪基准心电信号，得到所述待降噪剩余心电信号。

12.根据权利要求11所述的装置，其特征在于，所述第一分解单元执行所述对所述待降噪心电信号中N拍心电信号进行平均处理，得到第一平均心电信号具体包括：

$$\overline{B}=\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}B_i\ ;$$

其中，$\overline{B}$表示所述第一平均心电信号，B_i表示所述N拍心电信号中以R_i为中心左右各取Δt区间内的心电信号，R_i为所述N拍心电信号中QRS波群的顶点，i＝1,2……N。

13.根据权利要求10-12任一项所述的装置，其特征在于，所述降噪单元执行所述将所述待降噪剩余心电信号输入目标降噪自编码器，得到降噪后的剩余心电信号之前，所述装置还包括：

合成单元，用于将无噪心电信号和肌电噪声信号叠加，得到合成心电信号，所述无噪心电信号包含H拍心电信号，每拍心电信号包含一个QRS波群，H为大于1的正整数，所述无噪心电信号的信噪比不小于第一阈值；

第二分解单元，用于利用平均节拍减法(average beat subtraction)将所述合成心电信号分解为基准心电信号和含噪剩余心电信号；

移除单元，用于从所述无噪心电信号中移除所述基准心电信号，得到无噪剩余心电信号；

训练单元，用于根据所述含噪剩余心电信号和所述无噪剩余心电信号训练降噪自编码器，得到所述目标降噪自编码器，其中，所述含噪剩余心电信号为训练输入，所述无噪剩余心电信号为训练标签。

14.根据权利要求13所述的装置，其特征在于，所述第二分解单元具体用于：

对所述合成心电信号中W拍心电信号进行平均处理，得到第二平均心电信号，W小于H，W为正整数；所述第二平均心电信号替换所述合成心电信号中H拍心电信号对应的A_j，得到所述基准心电信号，A_j表示所述H拍心电信号中以R_j为中心左右各取Δt区间内的心电信号，R_j为所述W拍心电信号中QRS波群的顶点，j＝1,2……H；

从所述合成心电信号中移除所述基准心电信号，得到所述含噪剩余心电信号。

15.根据权利要求14所述的装置，其特征在于，所述第二分解单元执行所述对所述合成心电信号中W拍心电信号进行平均处理，得到第二平均心电信号具体包括：

$$\overline{A}=\frac{1}{W}\sum_{k=1}^{W}A_k$$ ；

其中，$\overline{A}$ 表示所述第二平均心电信号，A_k表示所述W拍心电信号中以R_k为中心左右各取Δt区间内的心电信号，R_k为所述W拍心电信号中QRS波群的顶点，k＝1,2……W。

16.一种降噪自编码器的训练装置，其特征在于，包括：

叠加单元，用于将无噪心电信号和肌电噪声信号叠加，得到合成心电信号，所述无噪心电信号包含H拍心电信号，每拍心电信号包含一个QRS波群，H为大于1的正整数，所述无噪心电信号的信噪比不小于第一阈值；

分解单元，用于利用平均节拍减法(average beat subtraction)将所述合成心电信号分解为基准心电信号和含噪剩余心电信号；

移除单元，用于从所述无噪心电信号中移除所述基准心电信号，得到无噪剩余心电信号；

训练单元，用于根据所述含噪剩余心电信号和所述无噪剩余心电信号训练降噪自编码器，其中，所述含噪剩余心电信号为训练输入，所述无噪剩余心电信号为训练标签。

17.根据权利要求16所述的装置，其特征在于，所述分解单元具体用于：

对所述合成心电信号中W拍心电信号进行平均处理，得到第二平均心电信号，W小于H，W为正整数；

将所述第二平均心电信号替换所述合成心电信号中H拍心电信号对应的A_j，得到所述基准心电信号，A_j表示所述H拍心电信号中以R_j为中心左右各取Δt区间内的心电信号，R_j为所述W拍心电信号中QRS波群的顶点，j＝1,2……H；

从所述合成心电信号中移除所述基准心电信号，得到所述含噪剩余心电信号。

18.根据权利要求17所述的装置，其特征在于，所述分解单元执行所述对所述合成心电信号中W拍心电信号进行平均处理，得到第二平均心电信号具体包括：

$$\overline{A}=\frac{1}{W}\sum_{k=1}^{W}A_k$$ ；

其中，$\overline{A}$ 表示所述第二平均心电信号，A_k表示所述W拍心电信号中以R_k为中心左右各取Δt区间内的心电信号，R_k为所述W拍心电信号中QRS波群的顶点，k＝1,2……W。

19.一种心电信号降噪装置，其特征在于，包括：存储器和处理器，所述存储器用于程序，所述处理器执行所述存储器存储的程序，当存储器存储的程序被执行时，所述处理器用于执行如权利要求1-6任一项所述的心电信号降噪方法。

20.一种降噪自编码器的训练装置，其特征在于，包括：存储器和处理器，所述存储器用于程序，所述处理器执行所述存储器存储的程序，当存储器存储的程序被执行时，所述处理器用于执行如权利要求7-9任一项所述的降噪自编码器的训练方法。

21.一种计算机可读存储介质，其特征在于，所述计算机可读介质存储用于设备执行的程序代码，所述程序代码包括如权利要求1-6任一项所述的心电信号降噪方法。

22.一种计算机可读存储介质，其特征在于，所述计算机可读介质存储用于设备执行的程序代码，所述程序代码包括如权利要求7-9任一项所述的降噪自编码器的训练方法。

降噪自编码器的训练方法、心电信号的降噪方法及相关装置、设备

技术领域

[0001] 本发明涉及人工智能技术领域，尤其涉及一种降噪自编码器的训练方法、心电信号的降噪方法及相关装置、设备。

背景技术

[0002] 随着人工智能技术的发展，通过人工智能技术帮助医生进行心电图诊断逐渐成为可能。而心电信号的质量直接影响心电信号诊断的准确率。心电信号的采集通常是通过贴附在皮肤表面的电极得到的。由于皮肤上的心电信号比较弱，且容易受噪声干扰，导致采集到的心电信号中有很多噪声，降低了心电诊断的准确性和可靠性。尤其是，通过可穿戴心电设备采集到的用户处于非静止状态时的心电图包含大量的肌电噪声，此时，心电信号的降噪处理尤为重要。

[0003] 现有技术中，可以通过训练一卷积自编码器(convolutional auto encoder，CAE)来实现心电信号的降噪，具体的训练方法为：将含噪心电信号输入的卷积自编码器，卷积自编码器对输入的含噪信息信号进行处理后输出预测心电信号，根据预测心电信号与该含噪心电信号对应的降噪后的心电信号的误差来调整去卷积自编码器的参数，使得该误差收敛，得到具备对心电信号进行降噪功能的目标自编码器，进而，通过该目标自编码器对待降噪心电信号进行降噪。然而，由于卷积自编码器训练过程中直接以心电信号作为输入，自编码器获取完整心电信号的编码表示存在较大困难，导致通过上述目标自编码器进行降噪后的心电信号丢失心电信号中的细节信息，出现波形失真。如何在不损失心电信号的细节信息的情况下进行消除噪声是当前亟待解决的技术问题。

发明内容

[0004] 本发明实施例所要解决的技术问题在于，提供一种降噪自编码器的训练方法、心电信号的降噪方法及相关装置、设备，避免自编码器学习难度大，预测波形失真的技术问题。

[0005] 第一方面，本申请实施例提供了一种降噪自编码器的训练方法，包括：训练设备将无噪心电信号和肌电噪声信号叠加得到合成心电信号，该无噪心电信号包含H拍心电信号，每拍心电信号包含一个QRS波群，H为大于1的正整数，且无噪心电信号的信噪比不小于第一阈值；利用平均节拍减法(average beat subtraction)将合成心电信号分解为基准心电信号和含噪剩余心电信号；从所述无噪心电信号中移除所述基准心电信号，得到无噪剩余心电信号；进而，根据含噪剩余心电信号和该含噪剩余心电信号对应的无噪剩余心电信号训练降噪自编码器，其中，含噪剩余心电信号为训练输入，该含噪剩余心电信号对应的无噪剩余心电信号为训练标签。

[0006] 应理解，利用平均节拍减法将合成心电信号分解得到的基准心电信号的R峰位置与合成心电信号的R峰位置相同。

[0007] 应理解，上述得到含噪剩余心电信号和该含噪剩余心电信号对应的噪剩余心电信号组成一个训练样本，生成训练样本的具体实现也可以通过训练设备之前的其他设备或装置完成，训练设备可以接收生成训练样本的设备或装置发送的训练样本，此处，不作限定。

[0008] 上述方法训练设备通过含噪剩余心电信号作为降噪自编码器的输入，以无噪剩余心电信号作为标签，训练降噪自编码器，此时，训练输入的含噪剩余心电信号剔除了合成心电信号中明显特征(比如，R峰位置、R-R间距等)，该降噪自编码器只需要提取合成心电信号的细节信息的编码表示，而不需要获取整个合成心电信号的编码表示，进而，降低训练难度，使得训练得到的目标降噪自编码器可以更好地提取到含噪剩余心电信号中的细节特征，从而提高得到的目标降噪自编码器的降噪性能。

[0009] 在训练设备利用平均节拍减法(average beat subtraction)将合成心电信号分解为基准心电信号和含噪剩余心电信号的第一种实现中：

[0010] 训练设备对目标心电信号中W拍心电信号进行平均处理，得到第二平均心电信号，该目标心电信号可以是合成心电信号、无噪心电信号、或者从第一用户(也即被采集得到无噪心电信号的用户)上历史采集的心电信号等，W≤H，W为正整数；将第二平均心电信号替换合成心电信号中H拍心电信号对应的A_j，得到基准心电信号，A_j表示H拍心电信号中以R_j为中心左右各取Δt区间内的心电信号，R_j为所述W拍心电信号中QRS波群的顶点，j＝1,2……H；进而，从合成心电信号中移除待降噪基准心电信号，得到含噪剩余心电信号。

[0011] 信号平均的方法可以去除噪声，因此，上述形成的基准心电信号保留了合成心电信号中的R峰位置、R-R间距等明显特征，且不含噪声。

[0012] 上述第二平均心电信号的具体实现可以是：

[0013] 第二平均心电信号A是通过对目标心电信号中W拍心电信号进行平均处理得到的。即：

[0014] $$\overline{A}=\frac{1}{W}\sum_{k=1}^{W}A_k$$ ；

[0015] 其中，$\overline{A}$表示第二平均心电信号，A_k表示W拍心电信号中以R_k为中心左右各取Δt区间内的心电信号，R_k为W拍心电信号中QRS波群的顶点，k＝1,2……W。

[0016] 进一步地，第二平均心电信号、Δt区间内的心电信号可以包括V个采样点，V为大于1的正整数，信号平均可以通过公式$\overline{A}(v)=\frac{1}{W}\sum_{k=1}^{k=W}A_k(v)$来计算，$\overline{A}(v)$为第二平均心电信号$\overline{A}$中第v个采样点的值，$A_k(v)$为W拍心电信号片段中以$R_k$为中心左右各取Δt区间内的心电信号中的第v个采样点的值，1≤v≤V，1≤k≤W，v，k为正整数。

[0017] 应理解，在将第二平均心电信号替换合成心电信号中H拍心电信号对应的A_j，得到基准心电信号时，必须保证第二平均心电信号的R峰的位置与心电信号A_j的R峰位置对齐。

[0018] 可见，在第二平均心电信号$\overline{A}$是通过对合成心电信号中W拍心电信号进行平均处理得到的的情况下，针对不同的合成心电信号，得到的第二平均心电信号不同，进而通过该第二平均心电信号得到的基准心电信号也不同。本申请实施例中，针对不同的合成心电信号自适应地选择基准心电信号，得到的基准心电信号可以提取出了合成心电信号的明显特征，使得训练得到的目标降噪自编码器可以适应不同的心电信号，从而提高目标降噪自编

码器的降噪性能。

[0019] 还应理解，信号平均可以降低心电信号的噪声，通过对合成心电信号或无噪心电信号进行信号平均得到第二平均心电信号是经过降噪处理后的一拍心电信号，进而，由第二平均心电信号得到的基准心电信号，可以认为不含肌电噪声，还保留了和目标心电信号的R峰的平均幅值，且上述得到的基准心电信号是针对特定的合成心电信号生成的，更能准确地表示合成心电信号的明显特征。

[0020] 在第二平均心电信号$\overline{A}$是通过对无噪心电信号中W拍心电信号进行平均处理得到的的情况下。由于，合成心电信号是由无噪心电信号与噪声信号合成得到，无噪心电信号具有与合成心电信号相同的R峰位置、R-R间距等特征，因此，与合成心电信号进行信号平均得到的第二平均心电信号相比，由无噪心电信号进行平均得到的第二平均心电信号具有更少的噪声和肌电噪声，进而将更多的肌电噪声保留到含噪剩余心电信号中，使得训练得到的目标降噪自编码器可以学习到针对该部分肌电噪声的降噪功能。

[0021] 在第二平均心电信号A是通过对第一用户上历史采集的心电信号中W拍心电信号进行平均处理得到的的情况下。针对同一用户的心电信号，采用同一第二平均心电信号。该方式得到第二平均心电信号生成的基准心电信号考虑到个人的差异，使得基准心电信号可以更准确地表示合成心电信号的明显特征，对于同一用户得到的基准心电信号，仅需要进行一次计算，提高计算效率。

[0022] 在利用平均节拍减法(average beat subtraction)将合成心电信号分解为基准心电信号和含噪剩余心电信号的第二种实现中：

[0023] 训练设备可以检测目标心电信号中的W拍心电信号中每一拍心电信号的R峰(即R波的顶点)，该R峰即为一拍心电信号中能量值最大的采样点；对目标心电信号中W拍心电信号进行平均处理，得到第二平均心电信号，W≤H，W为正整数；将第二平均心电信号替换合成心电信号中H拍心电信号对应的A_j，得到基准心电信号，A_j表示H拍心电信号中以R_j为基准左取Δt1右取Δt2得到的区间内的心电信号，R_j为所述W拍心电信号中QRS波群的顶点，j＝1，2……H，进而，从合成心电信号中移除待降噪基准心电信号，得到含噪剩余心电信号。

[0024] 此时，得到的第二平均心电信号的R峰左侧包括Δt1的心电信号，右侧包括Δt2的心电信号，该目标心电信号可以是合成心电信号、无噪心电信号、或者从第一用户(也即被采集得到无噪心电信号的用户)上历史采集的心电信号等。

[0025] 第二平均心电信号的一种具体实现可以是针对W拍心电信号中的每一拍心电信号，选取以R峰为基准左取Δt1右取Δt2得到的区间内的心电信号，得到W个心电信号片段。进而，对该W个心电信号片段进行平均处理，得到第二平均心电信号。其中，每一个心电信号片段包括一个QRS波群，且所有心电信号片段中R峰位置相对于其所在心电信号片段的起点位置的距离相同，即W个心电信号片段在R峰同一侧的采样点个数都相同，以保证W个心电信号片段对齐。

[0026] 例如，被选取的W个心电信号片段都包括V个采样点，其中，R峰都位于第Z个采样点，V、Z为大于1的整数，Z小于V。

[0027] 第二平均心电信号$\overline{A}$是通过对W个心电信号片段C_k(k＝1，2……W)进行平均处理得到的。此时，C_k表示W拍心电信号中以R_k为基准Δt1右取Δt2得到的区间内的心电信号，R_k为W拍心电信号中QRS波群的顶点，k＝1，2……W。

[0028] $$\overline{A}=\frac{1}{W}\sum_{k=1}^{W}C_k$$

[0029] 其中，$\overline{A}$表示第二平均心电信号，A_k表示W拍心电信号中以R_k为中心左右各取Δt区间内的心电信号，R_k为W拍心电信号中QRS波群的顶点，k＝1,2……W。

[0030] 进一步地，第二平均心电信号、Δt区间内的心电信号可以包括V个采样点，V为大于1的正整数，信号平均可以通过公式：

[0031] $$\overline{A}(v)=\frac{1}{W}\sum_{k=1}^{k=W}C_k(v)$$

[0032] 其中，$\overline{A}(v)$为第二平均心电信号$\overline{A}$中第v个采样点的值，$C_k(v)$为W拍心电信号中以R_k为基准Δt1右取Δt2得到的区间内的心电信号中的第v个采样点的值，1≤v≤V，1≤k≤W，v，k为正整数。

[0033] 在第二平均心电信号的另一种实现中，训练设备可以从目标心电信号中划分出W拍心电信号，进而，检测W拍心电信号中每一拍心电信号的R峰，该R峰即为一拍心电信号中幅值最大的采样点；进而，以R峰为基准将W拍心电信号进行对齐，此时，对齐后，每一个位置的采样点的个数不大于W，进而，将对齐后的W拍心电信号进行平均，得到第二平均心电信号。具体的，可以计算每一个位置上的一个或多个采样点的平均幅值，计算的得到各个位置的平均幅值，得到平均心电信号，进而选取该平均心电信号中以R_k为基准Δt1右取Δt2得到的区间内的心电信号，得到第二平均心电信号。

[0034] 此时，R峰在被划分得到的N拍心电信号中的位置可能各不相同，该N拍心电信号的长度可以相同或不同。将W拍心电信号对齐后得到的位置进行编号，k表示该W拍心电信号对齐后得到的位置的索引。

[0035] 此时，$\overline{A}^*(v)$为平均心电信号$\overline{A}^*$中第v个采样点的值，可以表示为：$\overline{A}^*(v)=\frac{1}{W(v)}\sum_{k=1}^{k=W}D_k(v)$。其中，$\overline{A}^*(v)$为平均心电信号$\overline{A}^*$中第v个采样点的值，$D_k(v)$为W拍心电信号中以$R_k$为所在的一拍心电信号中位置v处采样点的值，1≤v≤V，1≤k≤W，v，k为正整数。若心电信号D_k中位置v处无采样点分布，则$D_k(v)$为0。

[0036] 进一步地，选取平均心电信号$\overline{A}^*$以R_k为基准Δt1右取Δt2得到的区间内的心电信号，得到第二平均心电信号$\overline{A}$。

[0037] 第二方面，本申请实施例还提供了一种心电信号降噪方法，包括：训练设备将无噪心电信号与肌电噪声信号叠加，得到合成心电信号，其中，无噪心电信号中肌电噪声的信噪比(signal-to-noise ratio,SNR)不小于第一阈值，无噪心电信号可以包括多拍心电信号H拍心电信号，每拍心电信号包含一个QRS波群，H为大于1的整数；利用平均节拍减法将无噪心电信号分解为基准心电信号和无噪剩余心电信号；从合成心电信号中移除基准心电信号，得到含噪剩余心电信号；进而，根据含噪剩余心电信号和该含噪剩余心电信号对应的无噪剩余心电信号训练降噪自编码器，其中，含噪剩余心电信号为训练输入，该含噪剩余心电信号对应的无噪剩余心电信号为训练标签。

[0038] 应理解，利用平均节拍减法将合成心电信号分解得到的基准心电信号的R峰位置

与合成心电信号的R峰位置相同。

[0039] 应理解，上述得到含噪剩余心电信号和该含噪剩余心电信号对应的噪剩余心电信号组成一个训练样本，生成训练样本的具体实现也可以通过训练设备之前的其他设备或装置完成，训练设备可以接收生成训练样本的设备或装置发送的训练样本，此处，不作限定。

[0040] 上述方法训练设备通过含噪剩余心电信号作为降噪自编码器的输入，以无噪剩余心电信号作为标签，训练降噪自编码器，此时，训练输入的含噪剩余心电信号剔除了合成心电信号中明显特征(比如，R峰位置、R-R间距等)，该降噪自编码器只需要提取合成心电信号的细节信息的编码表示，而不需要获取整个合成心电信号的编码表示，进而，降低训练难度，使得训练得到的目标降噪自编码器可以更好地提取到含噪剩余心电信号中的细节特征，从而提高得到的目标降噪自编码器的降噪性能。

[0041] 利用平均节拍减法将无噪心电信号分解为基准心电信号和无噪剩余心电信号的具体实现方法同可以参见上述第一方面中利用平均节拍减法将无噪心电信号分解为基准心电信号和无噪剩余心电信号中相关描述，此处不再赘述。

[0042] 第三方面，本申请实施例还提供了一种心电信号降噪方法，包括：执行设备获取待降噪心电信号，该待降噪心电信号包含M拍心电信号，每拍心电信号包含一个QRS波群，M为大于1的正整数；利用平均节拍减法(average beat subtraction)将待降噪心电信号分解为待降噪基准心电信号和待降噪剩余心电信号；将待降噪剩余心电信号输入目标降噪自编码器，得到降噪后的剩余心电信号；将待降噪基准心电信号和降噪后的剩余心电信号叠加，得到降噪后的心电信号。

[0043] 应理解，待降噪基准心电信号计算方法与训练得到目标降噪自编码器涉及的基准心电信号的计算方法相同。

[0044] 还应理解，上述执行设备具体可以是智能手环、智能手表等可穿戴设备，也可以是手机、平板电脑、个人计算机等终端，还可以是服务器、云端等。

[0045] 执行上述方法，从待降噪心电信号中移除包括该待降噪心电信号的R峰位置、R-R间距等明显特征的待降噪基准心电信号，通过目标降噪自编码器对待降噪心电信号去除待降噪基准心电信号之后的待降噪剩余心电信号进行降噪，避免目标降噪自编码器对待降噪心电信号中明显特征的降噪处理，使得待降噪基准心电信号和降噪后的剩余心电信号叠加得到降噪后的心电信号可以更好地保留待降噪心电信号中的R峰位置、R-R间距等明显特征，减少降噪后的心电信号的失真。

[0046] 可选地，上述目标降噪自编码器可以是通过第一方面或第二方面中降噪自编码器的训练方法得到的。具体训练方法可以参见上述第一方面中相关描述，本申请实施例不再赘述。

[0047] 进一步地，降噪所采用的目标降噪自编码器是以合成心电信号移除基准心电信号后得到的含噪剩余心电信号作为降噪自编码器的输入，以无噪心电信号移除基准心电信号后得到的无噪剩余心电信号作为标签，训练降噪自编码器器得到的，此时，训练输入的含噪剩余心电信号剔除了合成心电信号中明显特征(比如，R峰位置、R-R间距)，该降噪自编码器只需要提取合成心电信号的细节信息的编码表示，而不需要获取整个合成心电信号的编码表示，进而，降低训练难度，使得训练得到的目标降噪自编码器可以更好地提取到含噪剩余心电信号中的细节特征，从而提高得到的目标降噪自编码器的降噪性能。

[0048] 在一种可能的实现中，执行设备可以是配置了心电传感器的可穿戴设备或终端，如智能手环、智能手表等，此时，执行设备获取待降噪心电信号的一种具体实现可以是：执行设备通过心电传感器采集用户皮肤表面的模拟心电信号；进而，通过数模转换模块对该模拟心电信号进行处理，得到数字化的待降噪心电信号。

[0049] 在另一种可能的实现中，执行设备可以是服务器或终端等，此时，执行设备获取待降噪心电信号的一种具体实现可以是：执行设备接收心电采集设备发送的待降噪心电信号。其中，心电采集设备可以是配置了心电传感器的可穿戴设备或终端等。

[0050] 在又一种可能的实现中，执行设备利用平均节拍减法(average beat subtraction)将待降噪心电信号分解为待降噪基准心电信号和待降噪剩余心电信号的第一种实现可以是：

[0051] 执行设备对待降噪心电信号中N拍心电信号进行平均处理，得到第一平均心电信号，N小于M，N为正整数；将第一平均心电信号替换待降噪心电信号中M拍心电信号对应的B_j，得到待降噪基准心电信号，B_j表示所述M拍心电信号中以R_j为中心左右各取Δt区间内的心电信号，R_j为M拍心电信号中QRS波群的顶点，j＝1,2……M；进而，从待降噪心电信号中移除待降噪基准心电信号，得到待降噪剩余心电信号。

[0052] 信号平均的方法可以去除噪声，因此，上述形成的待降噪基准心电信号保留了待降噪心电信号中的R峰位置、R-R间距等明显特征，且不含噪声。

[0053] 在第一平均心电信号的实现方式1中：

[0054] 第一平均心电信号B是通过对待降噪心电信号中N拍心电信号进行平均处理得到的，即：

[0055] $$\bar{B}=\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}B_i$$；

[0056] 其中，$\bar{B}$表示第一平均心电信号，B_i表示N拍心电信号中以R_i为中心左右各取Δt区间内的心电信号，R_i为所述N拍心电信号中QRS波群的顶点，i＝1,2……N。

[0057] 进一步地，第一平均心电信号、Δt区间内的心电信号可以包括V个采样点，V为大于1的正整数，信号平均可以通过公式$\bar{B}(v)=\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{i=N}B_i(v)$来计算，$\bar{B}(v)$为第一平均心电信号B中第v个采样点的值，$B_i(v)$为W拍心电信号片段中以$R_i$为中心左右各取Δt区间内的心电信号中的第v个采样点的值，v＝1,2……V，i＝1,2……N。

[0058] 可见，针对不同的待降噪心电信号，得到的第一平均心电信号不同，进而通过该第一平均心电信号得到的基准心电信号也不同。在本申请实施例中，针对不同的待降噪心电信号自适应地选择基准心电信号，得到的基准心电信号可以更准确地提取出了待降噪心电信号的明显特征，进而降噪后的心电信号可以更好地保留待降噪心电信号中的明显特征，减少降噪后的心电信号的失真，提高降噪后的心电信号的质量。

[0059] 在第一平均心电信号的实现方式2中：

[0060] 第一平均心电信号B是通过对第二用户(被采集得到待降噪心电信号的用户)上历史采集的心电信号中N拍心电信号进行平均处理得到的。具体计算方法同可以上述第一平均心电信号的实现方式1，可参见上述实现方式1中相关描述，此处不再赘述。

[0061] 此时，针对同一用户的心电信号，采用同一第一平均心电信号。该实现方式5得到第一平均心电信号生成的待降噪基准心电信号考虑到个人的差异，使得待降噪基准心电信号可以更准确地表示待降噪心电信号的明显特征，相对于第一平均心电信号的实现方式4来说，对于同一用户得到的待降噪基准心电信号，仅需要进行一次计算，提高计算效率。

[0062] 在又一种可能的实现中，执行设备对利用平均节拍减法(average beat subtraction)将待降噪心电信号分解为待降噪基准心电信号和待降噪剩余心电信号的第二种实现可以是：

[0063] 上述利用平均节拍减法将待降噪心电信号分解为待降噪基准心电信号和待降噪剩余心电信号的第一种实现中B_i表示M拍心电信号中以R_j为基准Δt1右取Δt2得到的区间内的心电信号，A_k表示W拍心电信号中以R_k为基准Δt1右取Δt2得到的区间内的心电信号，R_k为W拍心电信号中QRS波群的顶点，k＝1,2……W。

[0064] 第二平均心电信号的具体的计算方式同第一种实现中描述的第二平均心电信号的计算方式，可以参见上述第一种实现中相关描述，此处不再赘述。

[0065] 第四方面，本申请实施例还提供一种降噪自编码的训练装置，该装置包括用于执行如第一方面中的方法的模块。

[0066] 第五方面，提供一种降噪自编码的训练装置，该装置包括：存储器，用于存储程序；处理器，用于执行存储器存储的程序，当存储器存储的程序被执行时，处理器用于执行第一方面中的方法。

[0067] 第六方面，本申请实施例还提供一种降噪自编码的训练装置，该装置包括用于执行如第二方面中的方法的模块。

[0068] 第七方面，提供一种降噪自编码的训练装置，该装置包括：存储器，用于存储程序；处理器，用于执行存储器存储的程序，当存储器存储的程序被执行时，处理器用于执行第二方面中的方法。

[0069] 第八方面，本申请实施例还提供一种心电信号降噪装置，该装置包括用于执行如第三方面中的方法的模块。

[0070] 第九方面，提供一种心电信号降噪装置，该装置包括：存储器，用于存储程序；处理器，用于执行存储器存储的程序，当存储器存储的程序被执行时，处理器用于执行第三方面中的方法。

[0071] 第十方面，提供一种计算机可读介质，该计算机可读介质存储用于设备执行的程序代码，该程序代码包括用于执行第一方面中的方法。

[0072] 第十一方面，提供一种包含指令的计算机程序产品，当该计算机程序产品在计算机上运行时，使得计算机执行上述第一方面中的方法。

[0073] 第十二方面，提供一种计算机可读介质，该计算机可读介质存储用于设备执行的程序代码，该程序代码包括用于执行第二方面中的方法。

[0074] 第十三方面，提供一种包含指令的计算机程序产品，当该计算机程序产品在计算机上运行时，使得计算机执行上述第二方面中的方法。

[0075] 第十四方面，提供一种计算机可读介质，该计算机可读介质存储用于设备执行的程序代码，该程序代码包括用于执行第三方面中的方法。

[0076] 第十五方面，提供一种包含指令的计算机程序产品，当该计算机程序产品在计算

机上运行时，使得计算机执行上述第三方面中的方法。

[0077] 第十六方面，提供一种芯片，所述芯片包括处理器与数据接口，所述处理器通过所述数据接口读取存储器上存储的指令，执行第一方面中的方法。

[0078] 可选地，作为一种实现方式，所述芯片还可以包括存储器，所述存储器中存储有指令，所述处理器用于执行所述存储器上存储的指令，当所述指令被执行时，所述处理器用于执行第一方面中的方法。

[0079] 第十七方面，提供一种芯片，所述芯片包括处理器与数据接口，所述处理器通过所述数据接口读取存储器上存储的指令，执行第二方面中的方法。

[0080] 可选地，作为一种实现方式，所述芯片还可以包括存储器，所述存储器中存储有指令，所述处理器用于执行所述存储器上存储的指令，当所述指令被执行时，所述处理器用于执行第二方面中的方法。

[0081] 第十八方面，提供一种芯片，所述芯片包括处理器与数据接口，所述处理器通过所述数据接口读取存储器上存储的指令，执行第三方面中的方法。

[0082] 可选地，作为一种实现方式，所述芯片还可以包括存储器，所述存储器中存储有指令，所述处理器用于执行所述存储器上存储的指令，当所述指令被执行时，所述处理器用于执行第三方面中的方法。

[0083] 第十九方面，提供一种电子设备，该电子设备包括上述第四方面至第五方面中的任意一个方面中的降噪自编码的训练装置。

[0084] 第二十方面，提供一种电子设备，该电子设备包括上述第六方面至第七方面中的任意一个方面中的降噪自编码的训练装置。

[0085] 第二十一方面，提供一种电子设备，该电子设备包括上述第八方面至第九方面中的任意一个方面中的心电信号降噪装置。

附图说明

[0086] 为了更清楚地说明本发明实施例或背景技术中的技术方案，下面将对本发明实施例或背景技术中所需要使用的附图进行说明。

[0087] 图1A是本发明实施例提供的一种心电信号自动分析过程的流程示意图；

[0088] 图1B是本发明实施例提供的一种智能手表的结构示意图；

[0089] 图2是本发明实施例提供的一种ECG波形的示意性说明图；

[0090] 图3是本发明实施例提供的一种自编码器的原理示意图；

[0091] 图4是本发明实施例提供的一种系统框架的示意图；

[0092] 图5是本发明实施例提供的一种降噪自编码器的网络结构图；

[0093] 图6是本发明实施例提供的一种芯片硬件结构的示意图；

[0094] 图7A是本发明实施例提供的一种降噪自编码器的训练方法的流程示意图；

[0095] 图7B是本发明实施例提供的一种降噪自编码器的训练方法的示意性说明图；

[0096] 图7C是本发明实施例提供的一种计算基准心电信号的原理示意图；

[0097] 图7D是本发明实施例提供的另一种降噪自编码器的训练方法的流程示意图；

[0098] 图8A是本发明实施例提供的一种心电信号降噪方法的流程示意图；

[0099] 图8B是本发明实施例提供的一种心电信号降噪方法的示意性说明图；

[0100] 图8C是本发明实施例提供的一种计算待降噪基准心电信号的原理示意图；

[0101] 图8D是本发明实施例提供的一种目标降噪自编码器的心电信号的降噪结果的示意性说明图；

[0102] 图9A是本发明实施例提供的一种降噪自编码器的训练装置的示意性框图；

[0103] 图9B是本发明实施例提供的另一种降噪自编码器的训练装置的示意性框图

[0104] 图10是本发明实施例提供的一种心电信号降噪装置的示意性框图；

[0105] 图11是本申请实施例提供的一种降噪自编码器的训练装置的硬件结构示意图；

[0106] 图12是本申请实施例提供的心电信号降噪装置的硬件结构示意图。

具体实施方式

[0107] 下面结合附图，对本申请中的技术方案进行描述。

[0108] 本申请实施例提供的心电信号降噪方法能够应用在心电信号分析、识别、诊断等场景。具体而言，本申请实施例的心电信号降噪方法可以应用如下场景中：

[0109] 应用场景A

[0110] 通过机器学习技术可以帮助医生进行心电图的诊断，心电信号的质量直接影响对心电信号分析的准确率。如图1A所示的心电信号自动分析过程的流程示意图，对心电信号自动分析主要包括两个处理过程，分别是心电信号的降噪和针对降噪后的心电信号的分析。本申请实施例提供的心电信号降噪方法可以应用于心电信号的降噪处理过程中。

[0111] 本申请实施例提供的心电降噪方法首先利用平均节拍减法将待降噪心电信号分解为待降噪基准心电信号和含噪剩余心电信号，即，首先根据该待降噪心电信号得到保留该待降噪心电信号的R峰位置、R-R间距等明显特征的基准心电信号(也即本申请实施例中待降噪基准心电信号)，进而从待降噪心电信号中移除基准心电信号，得到待降噪剩余心电信号，进一步地，将待降噪剩余心电信号输入到目标降噪自编码器，通过目标降噪自编码器对该待降噪剩余心电信号进行降噪处理，得到降噪后的剩余心电信号，进而，将降噪后的剩余心电信号和基待降噪基准心电信号相加(本文中也称为“叠加”)得到的心电信号即为该待降噪心电信号降噪后的心电信号。

[0112] 其中，目标降噪自编码器为训练好的神经网络，该目标降噪自编码器是通过多个训练样本训练一个初始化的降噪自编码器得到，该训练样本包括含噪剩余心电信号和该含噪剩余心电信号对应的无噪剩余心电信号，其中，该含噪剩余心电信号是合成心电信号去除基准心电信号后得到的信号，合成心电信号为无噪剩余心电信号与肌电噪声信号叠加后的信号，含噪剩余心电信号对应的无噪剩余心电信号即为无噪心电信号去除基准心电信号得到的信号。其中，基准心电信号是从合成心电信号或该无噪心电信号中提取得到的，保留了合成心电信号的R峰位置、R-R间距等明显特征。

[0113] 在得到降噪后的心电信号后，可以对该降噪后的心电信号进行分析，具体的分析过程可以是：对降噪后的心电信号进行特征点的识别，进而，将识别到的特征点输入到特征诊断模型，根据识别到的特征点通过特征诊断模型预测针对得该降噪后的心电信号的诊断结果，其中，特征诊断模型为训练好的机器学习模型，该特征诊断模型是以心电信号的特征点为输入，该心电信号的真实诊断结果为标签训练得到的机器学习模型。应理解，对心电信号进行特征点的识别不是心电信号的分析过程中必须的步骤，在本申请另一种实现中，也

可以将心电信号输入到信号诊断模型，通过该信号诊断模型直接预测针对该心电信号的诊断结果，其中，信号诊断模型为训练好的机器学习模型，该信号诊断模型是以心电信号为输入，该心电信号的真实诊断结果为标签进行训练得到的机器学习模型。

[0114] 应用场景B：

[0115] 具备心电传感器的可穿戴设备，例如智能手环、智能手表等可以佩戴在用户手腕，该智能手环和智能手表上可以设置有心电传感器，以采集用户的心电数据。本申请实施例一智能手表为例来说明。通常心电传感器包括两个电极，用于采集心电信号。请参阅图1B所示的智能手表的示意图。，智能手表11可以包括心电传感器的一个电极111设置于智能手表11的背面，另一个电极112设置于智能手表11的侧面。智能手表11内部可以包括数模转换模块113，数模转换模块113可以对通过电极111和112采集的模拟心电信号进行模数转换，得到离散的数字化的心电信号。智能手表11内部的处理模块可以将该数字化的心电信号作为待降噪心电信号应用本申请实施例中的心电降噪方法进行降噪处理，得到降噪后的心电信号。

[0116] 应理解，用户使用智能手表11在采集心电信号时，可以将手指按压电极112，电极111则接触用户的手臂。

[0117] 智能手表11或智能手环12也可以对该降噪后的心电信号进行分析，得到分析结果。进一步地，智能手表11或智能手环12还可以通过输出装置，比如显示器、扩音器等输出分析结果。

[0118] 智能手表11或智能手环12也可以将待降噪心电信号发送给其绑定的终端或者服务器，由终端或服务器应用本申请实施例中的心电降噪方法对待降噪心电信号进行降噪处理，得到降噪后的心电信号。终端或者服务器可以向智能手表11或智能手环12发送该降噪后的心电信号，或者发送通过对该降噪后的心电信号进行分析得到的分析结果。

[0119] 配置了心电传感器的智能手表11或智能手环12可以实时监测佩戴者的心电数据，以监控佩戴者的身体状况。

[0120] 本申请实施例提供的降噪自编码器的训练方法涉及数据处理，具体可以应用于数据训练、机器歇息、深度学习等数据处理方法，对训练样本(如本申请中的含噪剩余心电信号和该含噪剩余心电信号对应的无噪剩余心电信号)进行符号化和形式化的智能信息建模、抽取、预处理、训练等，最终得到目标降噪自编码器；并且，本申请实施例提供的心电信号降噪方法可以运用上述目标降噪自编码器，将输入数据(如本申请中的待降噪心电信号去除基准心电信号后得到的待降噪剩余心电信号)输入到所述目标降噪自编码器中，得到输出数据(如本申请中的降噪后的剩余心电信号)。需要说明的是，本申请实施例提供的降噪自编码器的训练方法和心电信号降噪方法是基于同一个构思产生的发明，也可以理解为一个系统中的两个部分，或一个整体流程的两个阶段：如模型训练阶段和模型应用阶段。

[0121] 由于本申请实施例涉及大量神经网络的应用，为了便于理解，下面先对本申请实施例涉及的相关术语及神经网络等相关概念进行介绍。

[0122] (1)节拍(beat)

[0123] 心电图(electrocardiography，ECG或EKG)，也称为心电信号，记录了心脏收缩和舒张过程中产生的生物电信号。每次心脏完成一个完整的电活动，都对应如图2所示的一个ECG波形，包含P波、QRS波群(包含Q波，R波和S波)和T波。其中，心电图上第一个正向偏离基

线的波形即为P波，第二个波段为QRS波群。QRS波群由一系列的3个偏离组成，反映了与左右心室除极相关的电流。QRS波群中的第一个负向的偏离称为Q波，QRS波群中第一个正向的偏离称为R波，R波后负向的偏离称为S波。QRS波群之后出现的顶部圆钝的波形为T波，表征心室复极的状态。包括上述各个波的一个完整的波形，被称为一个节拍(Beat)。

[0124] (2)基准心电信号(basic ECG)

[0125] 基准心电信号包括心电信号中R峰位置、R-R间距等明显特征，基准心电信号可以至少包括QRS波群，可以理解，该基准心电信号包括了心电信号的部分的特征，通常是比较容易提取的明显的特征，例如R峰位置，R峰的平均幅值等。本申请实施例中，心电信号中的R峰位置与该心电心信号对应的基准心电信号中的R峰位置相同。

[0126] (3)剩余心电信号(residual ECG)

[0127] 从心电信号中移除该心电信号对应的基准心电信号之后，得到剩余心电信号。由于基准心电信号包括了心电信号明显特征，剩余心电信号中则包括了心电心信号中不容易提取的隐含特征，也称为细节特征。

[0128] (3)肌电噪声(electromyography，EMG)

[0129] 肌电噪声，也称肌电噪声信号，是肌肉纤维在人体中运动单元动作电位(MUAP)在时间和空间上的叠加。肌电噪声是由于人体活动、肌肉紧张引起的噪声。肌电噪声的频率主要集中在0.01-100Hz。

[0130] (4)信号平均(signal-averaged)

[0131] 信号平均是利用信号的确定性(重复性)和噪声的随机性来消除随机干扰的方法。信号平均指将信号叠加后再进行平均的技术，其中，为避免叠加后信号的失真，信号叠加时必须严格对齐。在本申请实施例中，被平均的多个心电信号或多个心电信号片段以R峰为基准对齐，即被平均的多个心电信号或多个心电信号片段以R峰为基准对齐。

[0132] (6)神经网络(neural network，NN)

[0133] 神经网络可以是由神经单元组成的，神经单元可以是指以x_s和截距1为输入的运算单元，该运算单元的输出可以为：

[0134] $$h_{W,b}(x)=f\left(W^{T}x\right)=f(\sum_{s=1}^{n}W_{s}x_{s}+b) \qquad (1\text{-}1)$$

[0135] 其中，s＝1、2、……n，n为大于1的自然数，W_s为x_s的权重，b为神经单元的偏置。f为神经单元的激活函数(activation functions)，用于将非线性特性引入神经网络中，来将神经单元中的输入信号转换为输出信号。该激活函数的输出信号可以作为下一层卷积层的输入。激活函数可以是sigmoid函数。神经网络是将许多个上述单一的神经单元联结在一起形成的网络，即一个神经单元的输出可以是另一个神经单元的输入。每个神经单元的输入可以与前一层的局部接受域相连，来提取局部接受域的特征，局部接受域可以是由若干个神经单元组成的区域。

[0136] (7)深度神经网络(deep neural network，DNN)

[0137] 深度神经网络，也称多层神经网络，可以理解为具有很多层隐含层的神经网络，这里的“很多”并没有特别的度量标准。从DNN按不同层的位置划分，DNN内部的神经网络可以分为三类：输入层，隐含层，输出层。一般来说第一层是输入层，最后一层是输出层，中间的层数都是隐含层。层与层之间是全连接的，也就是说，第i层的任意一个神经元一定与第i+1层的任意一个神经元相连。虽然DNN看起来很复杂，但是就每一层的工作来说，其实并不复

杂，简单来说就是如下线性关系表达式：$\vec{y}=\alpha(W\vec{x}+b)$，其中，$\vec{x}$是输入向量，$\vec{y}$是输出向量，b是偏移向量，W是权重矩阵(也称系数)，α()是激活函数。每一层仅仅是对输入向量$\vec{x}$经过如此简单的操作得到输出向量$\vec{y}$。由于DNN层数多，则系数W和偏移向量b的数量也就很多了。这些参数在DNN中的定义如下所述：以系数W为例：假设在一个三层的DNN中，第二层的第4个神经元到第三层的第2个神经元的线性系数定义为W_{24}^{3}。上标3代表系数W所在的层数，而下标对应的是输出的第三层索引2和输入的第二层索引4。总结就是：第L-1层的第k个神经元到第L层的第j个神经元的系数定义为W_{jk}^{L}。需要注意的是，输入层是没有W参数的。在深度神经网络中，更多的隐含层让网络更能够刻画现实世界中的复杂情形。理论上而言，参数越多的模型复杂度越高，“容量”也就越大，也就意味着它能完成更复杂的学习任务。训练深度神经网络的也就是学习权重矩阵的过程，其最终目的是得到训练好的深度神经网络的所有层的权重矩阵(由很多层的向量W形成的权重矩阵)。

[0138] (8)自编码器(autoencoder)

[0139] 自编码器是一种旨在将它们的输入复制到的输出的神经网络。它被用来做这样一件事情，那就是让输出尽可能的去模拟输入，从而找到输入的压缩表示。如图3所示的自编码器的原理示意图，自编码器包括编码器和解码器，即将输入层到中间层之间的映射称为编码，将中间层和输出层(也称重构层)之间的映射称为解码。其中，编码器将输入压缩为潜在空间表示(本申请中也称编码表示)，可以用编码函数$\vec{h}=f(W\vec{x}+b)$，其中，W为$\vec{x}$的权重，b为神经单元的偏置，f(•)为编码器的激活函数，$\vec{h}$为编码器的输出(也称为输入$\vec{x}$的潜在空间表示)；解码器旨在重构来自潜在空间表示的输入，可以用解码函数$\vec{r}=g(W'\vec{h}+b')$，为解码器得到的。其中，W′为$\vec{h}$的权重，b′为神经单元的偏置，g(•)为解码器神经单元的激活函数，解码器重构得到$\vec{r}$。自编码器的训练通过优化参数W、W′、b、b′来减少自编码器的重构误差，即减少$\vec{x}$和$\vec{r}$之间的不同。在自编码器中，隐藏层中神经元的数量小于输入层和输出层(也称重构层)时，即$\vec{h}$的维度小于$\vec{x}$，这时对参数进行优化，如果重建输出$\vec{r}$与输入$\vec{x}$很接近，那么就可以认为潜在空间表示$\vec{h}$捕捉到了$\vec{x}$的有效特征，是$\vec{x}$的有效压缩表示，就可以达到数据降维和特征提取的目的。数据可视化和数据降噪是自编码器的两种主要应用场景。

[0140] (9)降噪自编码器(denoising autoencoder)

[0141] 对于自编码器来说，优化和训练只能让自编码器的输出接近于输入，对于有损的输入(包含噪声的输入)不能重构得到无损的输入。为了增加隐含的特征表示的鲁棒性和泛化能力，引入降噪自编码器，降噪自编码器的网络结构与自编码器相同，只是对训练方法进行改进，通过受损的输入(也称包含噪声的输入)来训练自编码器重构输入。

[0142] (10)损失函数

[0143] 在训练深度神经网络的过程中，因为希望深度神经网络的输出尽可能的接近真正想要预测的值，所以可以通过比较当前网络的预测值和真正想要的目标值，再根据两者之间的误差情况来更新每一层神经网络的权重向量(当然，在第一次更新之前通常会有初始化的过程，即为深度神经网络中的各层预先配置参数)，比如，如果网络的预测值高了，就调整权重向量让它预测低一些，不断的调整，直到深度神经网络能够预测出真正想要的目标

值或与真正想要的目标值非常接近的值。因此，就需要预先定义“如何比较预测值和目标值之间的误差”，这便是损失函数(loss function)或目标函数(objective function)，它们是用于衡量预测值和目标值的误差的重要方程。其中，以损失函数举例，损失函数的输出值(loss)越高表示误差越大，那么深度神经网络的训练就变成了尽可能缩小这个loss的过程。

[0144] (11)反向传播算法

[0145] 卷积神经网络可以采用误差反向传播(back propagation，BP)算法在训练过程中修正初始的超分辨率模型中参数的大小，使得超分辨率模型的重建误差损失越来越小。具体地，前向传递输入信号直至输出会产生误差损失，通过反向传播误差损失信息来更新初始的超分辨率模型中参数，从而使误差损失收敛。反向传播算法是以误差损失为主导的反向传播运动，旨在得到最优的超分辨率模型的参数，例如权重矩阵。

[0146] (12)采样点

[0147] 本申请实施例中，心电信号通常是心电设备通过电极提取的体表生物电信号，采集得到的心电信号以时间排序的多个采样点组成。采样点的值即为采集时体表生物电信号的强度或能量值。该多个采样点按照采样时间的顺序排列形成数据矩阵(通常为行向量)，以便于对心电信号进行数据处理。

[0148] (13)心电采集设备

[0149] 本申请实施例中，心电采集设备为具备采集心电信号、分析心电信号等于心电信号的采集、处理等相关的设备，可以是心电图采集设备、心电图机等，也可以是具备心电传感器的可穿戴设备或终端等。

[0150] 下面介绍本申请实施例提供的系统架构。

[0151] 参见附图4，本发明实施例提供了一种系统架构100。

[0152] 如所述系统架构100所示，数据采集设备160用于采集数据(例如，无噪心电信号、噪声信号等)，也可以根据采集到的数据生成训练数据(本申请中也称训练样本)，本申请实施例中训练数据包括含噪剩余心电信号和含噪剩余心电信号对应的无噪剩余心电信号，其中，含噪剩余心电信号是合成心电信号去除基准心电信号后得到的信号，合成心电信号是由无噪心电信号与肌电噪声信号叠加得到的，无噪心电信号为不含肌电噪声的心电信号；无噪剩余心电信号为无噪心电信号去除基准心电信号得到；基准心电信号是利用平均节拍减法得到的，保留了合成心电信号的R峰位置等合成心电信号的明显特征。应理解，无噪心电信号是指不含或几乎不含肌电噪声的心电信号，可以通过心电采集设备在人静止状态下采集但不排除该无噪心电信号包括如工频噪声、基线漂移或其他噪声等。

[0153] 数据采集设备160可以将训练数据存入数据库130，训练设备120基于数据库130中维护的训练数据训练得到目标降噪自编码器101。下面将以实施例一更详细地描述训练设备120如何基于训练数据得到目标降噪自编码器101该目标降噪自编码器101能够用于实现本申请实施例提供的心电信号降噪的方法，即，获取待降噪心电信号，利用平均节拍减法得到待降噪基准心电信号，去除待降噪心电信号中的待降噪基准心电信号得到待降噪剩余心电信号，该待降噪基准心电信号包括待降噪心电信号的R峰位置、R-R间距等待降噪心电信号的明显特征，将该待降噪剩余心电信号输入该目标降噪自编码器101，即可得到降噪后的剩余心电信号，将降噪后的剩余心电信号与待降噪基准心电信号叠加，得到降噪后的心电

信号。本申请实施例中的目标降噪自编码器101具体可以为自编码器，在本申请提供的实施例中，该目标降噪自编码器101是通过训练初始化的降噪自编码器得到的。需要说明的是，在实际的应用中，所述数据库130中维护的训练数据不一定都来自于数据采集设备160的采集或生成，也有可能是从其他设备(例如训练设备)接收得到的。另外需要说明的是，训练设备120也不一定完全基于数据库130维护的训练数据进行目标降噪自编码器101的训练，也有可能从云端或其他地方获取训练数据进行模型训练，上述描述不应该作为对本申请实施例的限定。可选地也可以由训练设备120根据无噪心电信号和噪声信号生成训练数据，并由训练设备120训练数据存入数据库130，本申请实施例不作限定。

[0154] 训练设备120根据训练样本训练降噪自编码器121得到的目标降噪自编码器101，该目标降噪自编码器101可以应用于不同的系统或设备中，如应用于图4所示的执行设备110，所述执行设备110可以是终端，如手机终端、平板电脑、笔记本电脑、AR/VR、车载单元，可穿戴设备，如智能手环、智能手表等，还可以是服务器或者云端等。在附图4中，执行设备110可以配置有I/O接口112，用于与外部设备进行数据交互，用户可以通过用户设备140向I/O接口112输入数据，所述输入数据在本申请实施例中可以包括:待降噪心电信号。

[0155] 预处理模块113用于根据I/O接口112接收到的输入数据(如所述待降噪心电信号)进行预处理，在本申请实施例中，预处理模块113可以用于生成待降噪基准心电信号以及去除待降噪剩余心电信号中的待降噪基准心电信号得到待降噪剩余心电信号。

[0156] 信号叠加模块114用于将预处理模块113得到的待降噪基准心电信号和通过目标降噪自编码器101输出的降噪后的剩余心电信号相加得到降噪后的心电信号。

[0157] 在执行设备110对输入数据进行预处理，或者在执行设备110的计算模块111执行计算等相关的处理过程中，执行设备110可以调用数据存储系统150中的数据、代码等以用于相应的处理，也可以将相应处理得到的数据、指令等存入数据存储系统150中。

[0158] 最后，I/O接口112将处理结果，如上述得到的目标心电信号返回给用户设备140，从而提供给用户。

[0159] 值得说明的是，训练设备120可以针对不同的目标或称不同的任务，基于不同的训练数据生成相应的目标降噪自编码器101，该相应的目标降噪自编码器101即可以用于实现上述目标或完成上述任务，从而为用户提供所需的结果。

[0160] 在附图4中所示情况下，用户可以手动给定输入数据，该手动给定可以通过I/O接口112提供的界面进行操作。另一种情况下，用户设备140可以自动地向I/O接口112发送输入数据，如果要求用户设备140自动发送输入数据需要获得用户的授权，则用户可以在用户设备140中设置相应权限。用户可以在用户设备140查看执行设备110输出的结果，具体的呈现形式可以是显示、声音等具体方式。

[0161] 在一种实现中，用户设备140具体可以是具备心电传感器的终端，例如手机、智能手环、智能手表等，该终端可以向执行设备发送待降噪心电信号，执行设备对该待降噪心电信号进行降噪，得到降噪后的心电信号，执行设备可以将降噪后的心电信号发送给终端，终端可以接收执行设备发送的降噪后的心电信号，也可以根据该降噪后的心电信号进行诊断分析。

[0162] 在另一种实现中，执行设备110具体可以是手机、平板电脑等终端，也可以是服务器、云端等，执行设备在得到降噪后的心电信号之后，可以根据降噪后的心电信号进行诊断

分析。执行设备可以将诊断结果发送给用户设备140。

[0163] 值得注意的是，附图4仅是本发明实施例提供的一种系统架构的示意图，图中所示设备、器件、模块等之间的位置关系不构成任何限制，例如，在附图1中，数据存储系统150相对执行设备110是外部存储器，在其它情况下，也可以将数据存储系统150置于执行设备110中。

[0164] 如图4所示，根据训练设备120训练得到目标降噪自编码器101，具体的，本申请实施例提供的目标降噪自编码器101可以包括：编码器和解码器。在本申请实施例提供的该目标降噪自编码器101中，所述编码器和解码器都可以是神经网络、卷积神经网络或深度神经网络。

[0165] 如图5所示，降噪自编码器200可以包括输入层21，编码器22、解码器23和输出层24，其中，编码器22可以包括一组或多组卷积层/池化层220(其中池化层为可选的)，解码器23可以包括一组或多组卷积层/上采样层230，通常，编码器22中池化层用于降维，而解码器23中上采样层用于升维。

[0166] 卷积层/池化层220：

[0167] 卷积层：

[0168] 如图5所示卷积层/池化层220可以包括如示例221-226层，举例来说：在一种实现中，221层为卷积层，222层为池化层，223层为卷积层，224层为池化层，225为卷积层，226为池化层；在另一种实现方式中，221、222为卷积层，223为池化层，224、225为卷积层，226为池化层。即卷积层的输出可以作为随后的池化层的输入，也可以作为另一个卷积层的输入以继续进行卷积操作。

[0169] 如图5所示卷积层/上采样层230可以包括如示例231-236层，举例来说：在一种实现中，231层为卷积层，232层为上采样层，233层为卷积层，234层为上采样层，235为卷积层，236为上采样层；在另一种实现方式中，231、232为卷积层，233为上采样层，234、235为卷积层，236为上采样层。即卷积层的输出可以作为随后的上采样层的输入，也可以作为另一个卷积层的输入以继续进行卷积操作。

[0170] 下面将以卷积层221为例，介绍一层卷积层的内部工作原理。

[0171] 卷积层221可以包括很多个卷积算子，卷积算子也称为核，其在心电信号处理中的作用相当于一个从输入数据矩阵中提取特定信息的过滤器，卷积算子本质上可以是一个权重矩阵，这个权重矩阵通常被预先定义，在对心电信号进行卷积操作的过程中，权重矩阵通常在输入心电信号上沿着水平方向一个采样点接着一个采样点(或两个采样点接着两个采样点……这取决于步长stride的取值)的进行处理，从而完成从心电信号中提取特定特征的工作。该权重矩阵的大小应该与心电信号中采样点的个数相关，需要注意的是，权重矩阵的纵深维度(depth dimension)和输入心电信号的横深维度是相同的。不同的权重矩阵可以用来提取数据矩阵中不同的特征。

[0172] 这些权重矩阵中的权重值在实际应用中需要经过大量的训练得到，通过训练得到的权重值形成的各个权重矩阵可以用来从输入心电信号中提取信息，从而使得降噪自编码器20对输入心电信号进行正确的降噪。

[0173] 当降噪自编码器200有多个卷积层的时候，初始的卷积层(例如221)往往提取较多的一般特征，该一般特征也可以称之为低级别的特征；随着降噪自编码器200深度的加深，

越往后的卷积层(例如226)提取到的特征越来越复杂,比如高级别的语义之类的特征,语义越高的特征越适用于待解决的问题。

[0174] 池化层:

[0175] 由于常常需要减少训练参数的数量,因此卷积层之后常常需要周期性的引入池化层,在如图2中220所示例的221-226各层,可以是一层卷积层后面跟一层池化层,也可以是多层卷积层后面接一层或多层池化层。

[0176] 在编码器中,池化层的目的就是降低输入数据的维度。池化层可以包括平均池化算子和/或最大池化算子,以用于对输入数据进行采样得到较小维度的数据。平均池化算子可以在特定范围内对输入的数据进行计算产生平均值作为平均池化的结果。最大池化算子可以在特定范围内取该范围内值最大的数据作为最大池化的结果。另外,就像卷积层中用权重矩阵的大小应该与输入数据的维度相关一样,池化层中的运算符也应该与输入数据的维度相关。通过池化层处理后输出的数据的维度可以小于输入池化层的数据的维度,池化层输出的数据中每个采样点表示输入池化层的数据的对应子区域的平均值或最大值。

[0177] 上采样层(up sampling):

[0178] 在解码器中,上采样层的目的就是增大输入数据的维度。通常,上采样的原理是在原有输入数据的基础上在元素之间采用合适的插值算法插入新的元素。

[0179] 输出层:

[0180] 该输出层240可以具有类似分类交叉熵的损失函数,具体用于计算降噪自编码器的预测误差,一旦整个降噪自编码器200的前向传播(如图2由210至240方向的传播为前向传播)完成,反向传播(如图2由240至210方向的传播为反向传播)就会开始更新前面提到的各层的权重值以及偏差,以减少降噪自编码器200的损失,即降噪自编码器200通过输出层输出的结果(本申请实施例中可以是预测剩余心电信号)和理想结果(本申请实施例中可以是无噪剩余心电信号)之间的误差。

[0181] 需要说明的是,如图2所示的降噪自编码器200仅作为一种降噪自编码器的示例,在具体的应用中,降噪自编码器还可以以其他网络模型的形式存在。

[0182] 下面介绍本申请实施例提供的一种芯片硬件结构。

[0183] 图6为本发明实施例提供的一种芯片硬件结构,该芯片包括神经网络处理器30。该芯片可以被设置在如图4所示的执行设备110中,用以完成计算模块171的计算工作。该芯片也可以被设置在如图4所示的训练设备120中,用以完成训练设备120的训练工作并输出目标降噪自编码器101。如图5所示的降噪自编码器中各层的算法均可在如图6所示的芯片中得以实现。

[0184] 神经网络处理器30可以是NPU,TPU,或者GPU等一切适合用于大规模异或运算处理的处理器。以NPU为例:NPU可以作为协处理器挂载到主CPU(Host CPU)上,由主CPU为其分配任务。NPU的核心部分为运算电路303,通过控制器304控制运算电路303提取存储器(301和302)中的矩阵数据并进行乘加运算。

[0185] 在一些实现中,运算电路303内部包括多个处理单元(Process Engine,PE)。在一些实现中,运算电路303是二维脉动阵列。运算电路303还可以是一维脉动阵列或者能够执行例如乘法和加法这样的数学运算的其它电子线路。在一些实现中,运算电路303是通用的矩阵处理器。

[0186] 举例来说，假设有输入矩阵A，权重矩阵B，输出矩阵C。运算电路303从权重存储器302中取矩阵B的权重数据，并缓存在运算电路303中的每一个PE上。运算电路303从输入存储器301中取矩阵A的输入数据，根据矩阵A的输入数据与矩阵B的权重数据进行矩阵运算，得到的矩阵的部分结果或最终结果，保存在累加器(accumulator)308中。

[0187] 统一存储器306用于存放输入数据以及输出数据。权重数据直接通过存储单元访问控制器(DMAC，Direct Memory Access Controller)305，被搬运到权重存储器302中。输入数据也通过DMAC被搬运到统一存储器306中。

[0188] 总线接口单元(BIU，Bus Interface Unit)310，用于DMAC和取指存储器(Instruction Fetch Buffer)309的交互；总线接口单元301还用于取指存储器309从外部存储器获取指令；总线接口单元301还用于存储单元访问控制器305从外部存储器获取输入矩阵A或者权重矩阵B的原数据。

[0189] DMAC主要用于将外部存储器DDR中的输入数据搬运到统一存储器306中，或将权重数据搬运到权重存储器302中，或将输入数据搬运到输入存储器301中。

[0190] 向量计算单元307多个运算处理单元，在需要的情况下，对运算电路303的输出做进一步处理，如向量乘，向量加，指数运算，对数运算，大小比较等等。向量计算单元307主要用于神经网络中非卷积层，或全连接层(FC，fully connected layers)的计算，具体可以处理：Pooling(池化)，Normalization(归一化)等的计算。例如，向量计算单元307可以将非线性函数应用到运算电路303的输出，例如累加值的向量，用以生成激活值。在一些实现中，向量计算单元307生成归一化的值、合并值，或二者均有。

[0191] 在一些实现中，向量计算单元307将经处理的向量存储到统一存储器306。在一些实现中，经向量计算单元307处理过的向量能够用作运算电路303的激活输入，例如用于神经网络中后续层中的使用，如图2所示，若当前处理层是隐含层1(231)，则经向量计算单元307处理过的向量还可以被用到隐含层2(232)中的计算。

[0192] 控制器304连接的取指存储器(instruction fetch buffer)309，用于存储控制器304使用的指令；

[0193] 统一存储器306，输入存储器301，权重存储器302以及取指存储器309均为On-Chip存储器。外部存储器独立于该NPU硬件架构。

[0194] 其中，图5所示的降噪自编码器中各层的运算可以由运算电路303或向量计算单元307执行。

[0195] 下面详细描述本申请实施例涉及的方法。

[0196] 实施例一：

[0197] 图7A为本发明实施例一提供的一种降噪自编码器的训练方法的流程示意图，图7B为本发明实施例一提供的一种降噪自编码器的训练方法的示意性说明图。该方法具体可以由如图3所示的训练设备120执行。可选地，该方法中步骤S702-S706也可以由训练设备120之前由其他功能模块预先执行，即先对从所述数据库130中接收或者获取到的原始样本的数据进行预处理，得到训练样本，进而通过训练样本由训练设备执行S708、S710从而训练得到降噪自编码器。可选的，该方法可以由CPU处理，也可以由CPU和适合用于神经网络计算的处理器(如图6所示的神经网络处理器30)共同处理如图6所示的神经网络处理器30，本申请不做限制。该方法可以包括如下部分或全部步骤：

[0198] S702:将无噪心电信号与肌电噪声信号叠加,得到合成心电信号,其中,无噪心电信号中肌电噪声的信噪比(signal-to-noise ratio,SNR)不小于第一阈值,无噪心电信号包括M拍心电信号,每拍心电信号包含一个QRS波群,H为大于1的整数。

[0199] 在本申请一种实现中,无噪心电信号可以是在人处于静止状态下通过心电采集设备采集的心电信号。无噪心电信号可以包括H拍心电信号,为按时间排序的一系列采样点,采样点的值表示了采集该采样点时生物体表面电信号的强度。应理解,本申请实施例中无噪心电信号是指不含或几乎不含肌电噪声的心电信号,但不排除该无噪心电信号包括如工频噪声、基线漂移或其他噪声等。具体的,无噪心电信号的信噪比不小于第一阈值,该第一阈值可以是大于10db的固定值,比如10db、15db、20db或40db等,也可以根据无噪心电信号的功率确定,例如,该第一阈值为使得无噪心电信号的信噪比等于第二阈值。该信噪比具体可以是无噪心电信号的功率与肌电噪声的功率比值,也可以是无噪心电信号的功率与噪声的功率的比值。

[0200] 具体地,无噪心电信号和肌电噪声信号具有相同的采样频率和长度,生成合成心电信号的一种实现方式可以是,将肌电噪声信号与无噪心电信号进行叠加,即合成心电信号的幅值为无噪心电信号的的幅值与肌电噪声信号的的幅值之和,或者,为无噪心电信号的的幅值与肌电噪声信号的幅值加权求和,也可以具有其他的叠加方式,本申请实施例不作限定。在具体的计算中,可以合成心电信号中第k个采样点的值等于无噪心电信号中第k个采样点的值与噪声信号中第k个采样点的值之和。

[0201] 为区别本申请中各个样本,将合成心电信号和该合成心电信号对应的无噪心电信号构成的样本称为原始样本,多个原始样本构成原始样本集。不同原始样本中叠加生成的合成心电信号所采用的噪声信号可以不同或相同,对此不作限定。应理解,心电信号(比如合成心电信号或无噪心电信号等)的长度指心电信号的时长,本申请实施例中,心电信号的长度可以是5-10min,也可以更长或更短,此处,不作限定。还应理解,心电信号中采样点的个数与采样频率和心电信号的长度有关,同一采样频率的两个相同长度的信号,其采样点的个数相同。

[0202] 可选地,还可以在叠加生成合成心电信号之前,对无噪心电信号进行预处理,该预处理的过程可以包括小波变换(wavelet transform,WT),以去除无噪心电信号中心电信号频带外的噪声。也可以在叠加生成合成心电信号之后,对合成心电信号进行小波变换,本申请实施例不作限定。应理解,心电信号的频带一般在0.05-60Hz之间,肌电噪声的频率主要集中在0.01-100Hz,可以采用小波变换去除心电信号频带外(0-0.05Hz和60H以上)的噪声信号,以减轻后期降噪过程的难度,小波变换的具体实现为现有技术,此处不再赘述。此时,原始样本中合成心电信号可以是其经过小波变换处理后的心电信号,同时,该合成心电信号对应的无噪心电信号可以是其经过小波变化处理后的心电信号。

[0203] S704:利用平均节拍减法将合成心电信号分解为基准心电信号和含噪剩余心电信号。

[0204] S704的第一种实现具体可以包括如下步骤:

[0205] S7041:对目标心电信号中的W拍心电信号进行平均处理,得到的第二平均心电信号,其中,目标心电信号可以是合成心电信号、无噪心电信号或从第一用户(也即被采集得到无噪心电信号的用户)上历史采集的心电信号等,$W \leq H$,W为正整数。

[0206] S7042:将第二平均心电信号替换合成心电信号中H拍心电信号对应的A_j,得到基准心电信号,A_j表示所述H拍心电信号中以R_j为中心左右各取Δt区间内的心电信号,R_j为所述W拍心电信号中QRS波群的顶点,j=1,2……H。

[0207] S7043:从合成心电信号中移除基准心电信号,得到含噪剩余心电信号。

[0208] 应理解,S7041中生成第二平均心电信号所采用的W拍心电信号可以来源于合成心电信号、无噪心电信号或从第一用户(也即被采集得到无噪心电信号的用户)上历史采集的心电信号等。该W拍心电信号可以是连续的W拍心电信号,也可以是不连续或部分节拍连续的多拍心电信号。在训练设备对该W拍心电信号进行信号平均之前,需要保证该W拍心电信号的位置对齐,进而,将对齐后的W拍心电信号进行叠加、平均,本申请实施例对合成心电信号以W拍心电信号进行平均处理得到第二平均心电信号为例来说明。

[0209] 上述第二平均心电信号的具体实现可以是::

[0210] 第二平均心电信号$\overline{A}$是通过对目标心电信号中W拍心电信号进行平均处理得到的。即:

[0211] $$\overline{A}=\frac{1}{W}\sum_{k=1}^{W}A_k \qquad (1)$$

[0212] 其中,$\overline{A}$表示第二平均心电信号,A_k表示W拍心电信号中以R_k为中心左右各取Δt区间内的心电信号,R_k为W拍心电信号中QRS波群的顶点,k=1,2……W。

[0213] 进一步地,第二平均心电信号、Δt区间内的心电信号可以包括V个采样点,V为大于1的正整数,信号平均可以通过公式:

[0214] $$\overline{A}(v)=\frac{1}{W}\sum_{k=1}^{k=W}A_k(v) \qquad (2)$$

[0215] 其中,$\overline{A}(v)$为第二平均心电信号$\overline{A}$中第v个采样点的值,$A_k(v)$为W拍心电信号中以R_k为中心左右各取Δt区间内的心电信号中的第v个采样点的值,1≤v≤V,1≤k≤W,v,k为正整数。

[0216] 应理解,在上述实现方式1中,针对不同的合成心电信号,通过实现方式1得到的第二平均心电信号不同,进而通过实现方式1中第二平均心电信号得到的基准心电信号也不同。

[0217] 可见,针对不同的合成心电信号,通过实现方式1得到的第二平均心电信号不同,进而通过实现方式1中第二平均心电信号得到的基准心电信号也不同。本实现方式1针对不同的合成心电信号自适应地选择基准心电信号,得到的基准心电信号可以提取出了合成心电信号的明显特征,使得训练得到的目标降噪自编码器可以适应不同的心电信号,从而提高目标降噪自编码器的降噪性能。

[0218] 还应理解,信号平均可以降低心电信号的噪声,通过对合成心电信号或无噪心电信号进行信号平均得到第二平均心电信号是经过降噪处理后的一拍心电信号,进而,由第二平均心电信号得到的基准心电信号,可以认为不含肌电噪声,还保留了和目标心电信号的R峰的平均幅值,且上述得到的基准心电信号是针对特定的合成心电信号生成的,更能准确地表示合成心电信号的明显特征。

[0219] 在第二平均心电信号$\overline{A}$是通过对无噪心电信号中W拍心电信号进行平均处理得到

的的情况下。由于，合成心电信号是由无噪心电信号与噪声信号合成得到，无噪心电信号具有与合成心电信号相同的R峰位置、R-R间距等特征，因此，与合成心电信号进行信号平均得到的第二平均心电信号相比，由无噪心电信号进行平均得到的第二平均心电信号具有更少的噪声和肌电噪声，进而将更多的肌电噪声保留到含噪剩余心电信号中，使得训练得到的目标降噪自编码器可以学习到针对该部分肌电噪声的降噪功能。

[0220] 在第二平均心电信号$\overline{A}$是通过对第一用户上历史采集的心电信号中W拍心电信号进行平均处理得到的的情况下。针对同一用户的心电信号，采用同一第二平均心电信号。该方式得到第二平均心电信号生成的基准心电信号考虑到个人的差异，使得基准心电信号可以更准确地表示合成心电信号的明显特征，对于同一用户得到的基准心电信号，仅需要进行一次计算，提高计算效率。

[0221] S704的第二种实现具体可以包括但不限于如下步骤：

[0222] S7044：训练设备可以检测目标心电信号中的W拍心电信号中每一拍心电信号的R峰(即R波的顶点)，该R峰即为一拍心电信号中能量值最大的采样点。

[0223] S7045：对目标心电信号中W拍心电信号进行平均处理，得到第二平均心电信号，第二平均心电信号的R峰左侧包括Δt1的心电信号，右侧包括Δt2的心电信号，该目标心电信号可以是合成心电信号、无噪心电信号、或者从第一用户(也即被采集得到无噪心电信号的用户)上历史采集的心电信号等，W≤H，W为正整数。

[0224] S7046：将第二平均心电信号替换合成心电信号中H拍心电信号对应的A_j，得到基准心电信号，A_j表示H拍心电信号中以R_j为基准左取Δt1右取Δt2得到的区间内的心电信号，R_j为所述W拍心电信号中QRS波群的顶点，j＝1,2……H。

[0225] S7047：从合成心电信号中移除待降噪基准心电信号，得到含噪剩余心电信号。

[0226] S7045的一种具体实现可以是针对W拍心电信号中的每一拍心电信号，选取以R峰为基准左取Δt1右取Δt2得到的区间内的心电信号，得到W个心电信号片段。进而，对该W个心电信号片段进行平均处理，得到第二平均心电信号。其中，每一个心电信号片段包括一个QRS波群，且所有心电信号片段中R峰位置相对于其所在心电信号片段的起点位置的距离相同，即W个心电信号片段在R峰同一侧的采样点个数都相同，以保证W个心电信号片段对齐。

[0227] 在另一种实现中，被选取的W个长度为L的心电信号片段也可以包括P波、QRS波群、T波；或者包括P波、QRS波群等。

[0228] 例如，被选取的W个心电信号片段都包括V个采样点，其中，R峰都位于第Z个采样点，V、Z为大于1的整数，Z小于V。

[0229] 第二平均心电信号$\overline{A}$是通过对W个心电信号片段C_k(k＝1,2……W)进行平均处理得到的。此时，C_k表示W拍心电信号中以R_k为基准Δt1右取Δt2得到的区间内的心电信号，R_k为W拍心电信号中QRS波群的顶点，k＝1,2……W。

[0230] $$\overline{A}=\frac{1}{W}\sum_{k=1}^{W}C_k \qquad (1)$$

[0231] 其中，$\overline{A}$表示第二平均心电信号，A_k表示W拍心电信号中以R_k为中心左右各取Δt区间内的心电信号，R_k为W拍心电信号中QRS波群的顶点，k＝1,2……W。

[0232] 进一步地，第二平均心电信号、Δt区间内的心电信号可以包括V个采样点，V为大

于1的正整数，信号平均可以通过公式：

[0233] $$\overline{A}(v)=\frac{1}{W}\sum_{k=1}^{k=W}C_k(v) \qquad (2)$$

[0234] 其中，$\overline{A}(v)$为第二平均心电信号$\overline{A}$中第v个采样点的值，$C_k(v)$为W拍心电信号中以R_k为基准Δt1右取Δt2得到的区间内的心电信号中的第v个采样点的值，1≤v≤V，1≤k≤W，v，k为正整数。

[0235] 在第二平均心电信号的另一种实现中，训练设备可以从目标心电信号中划分出W拍心电信号，进而，检测W拍心电信号中每一拍心电信号的R峰，该R峰即为一拍心电信号中幅值最大的采样点；进而，以R峰为基准将W拍心电信号进行对齐，此时，对齐后，每一个位置的采样点的个数不大于W，进而，将对齐后的W拍心电信号进行平均，得到第二平均心电信号。具体的，可以计算每一个位置上的一个或多个采样点的平均幅值，计算的得到各个位置的平均幅值，得到平均心电信号，进而选取该平均心电信号中以R_k为基准Δt1右取Δt2得到的区间内的心电信号，得到第二平均心电信号。

[0236] 此时，R峰在被划分得到的N拍心电信号中的位置可能各不相同，该N拍心电信号的长度可以相同或不同。将W拍心电信号对齐后得到的位置进行编号，k表示该W拍心电信号对齐后得到的位置的索引。

[0237] 此时，$\overline{A}^*(v)$为平均心电信号$\overline{A}^*$中第v个采样点的值，可以表示为：$\overline{A}^*(v)=\frac{1}{W(v)}\sum_{k=1}^{k=W}D_k(v)$。其中，$\overline{A}^*(v)$为平均心电信号$\overline{A}^*$中第v个采样点的值，$D_k(v)$为W拍心电信号中以$R_k$为所在的一拍心电信号中位置v处采样点的值，1≤v≤V，1≤k≤W，v，k为正整数。若心电信号D_k中位置v处无采样点分布，则$D_k(v)$为0。

[0238] 进一步地，选取平均心电信号$\overline{A}^*$以R_k为基准Δt1右取Δt2得到的区间内的心电信号，得到第二平均心电信号$\overline{A}$。

[0239] 应理解，上述第一种实现为第二种实现的一个特例。原始样本中合成心电信号的长度越长，N越大，依据大数定路，第二平均心电信号的估计就更准确。

[0240] 还应理解，信号平均可以降低心电信号的噪声，通过对合成心电信号或无噪心电信号进行信号平均得到第二平均心电信号是经过降噪处理后的一拍心电信号，进而，由第二平均心电信号生成的基准心电信号，可以认为不含肌电噪声，且上述得到的基准心电信号是针对特定的合成心电信号生成的，更能准确地表示合成心电信号的明显特征。

[0241] 进一步地，合成心电信号是由无噪心电信号与噪声信号合成得到，与合成心电信号进行信号平均得到的第二平均心电信号相比，由无噪心电信号进行平均得到的第二平均心电信号具有更少的肌电噪声，进而将更多的肌电噪声保留到含噪剩余心电信号中，使得训练得到的目标降噪自编码器可以学习到针对该部分肌电噪声的降噪功能。

[0242] S7042或S7046中形成基准心电信号的具体方法如下：

[0243] 应理解，通过平均节拍减法得到的基准心电信号的R峰位置与合成心电信号的R峰位置相同。此时基准心电信号具有与合成心电信号相同的R峰位置、R-R间隔等特征。

[0244] 本申请实施例以S7046的一种具体实现为例来说明，应理解，上述第一种实现为第二种实现的一个特例，S7042的具体实现可以参照S7046的实现，此处不再赘述。请一并参阅

图7C所示的计算基准心电信号的原理示意图，S7046的一种具体的实现方式可以包括但不限于如下步骤：

[0245] S70461：检测合成心电信号中的R峰位置和第二平均心电信号的R峰位置。

[0246] 应理解，心电信号中R峰检测为现有技术，此处不再赘述。

[0247] S70462：根据第二平均心电信号、合成心电信号中的R峰位置和第二平均心电信号的R峰位置，得到H个信号片段，H个信号片段具有与第二平均心电信号相同的波形，且H个信号片段中的第h个信号片段的R峰位置等于合成心电信号中的第h个R峰位置，h为正整数，h不大于合成心电信号中R峰的总个数。图7C以H＝3为例来说明。

[0248] 具体的，以R峰位置为基准，将第二平均心电信号分别与合成心电信号中的每一拍心电信号对齐，与合成心电信号中R峰位置对齐的第二平均心电信号称为信号片段，应理解，相对于第二平均心电信号，信号片段中每一个采样点的位置整体移动，但其波形不变。

[0249] 还应理解，合成心电信号中任意相邻两个R峰之间的间隔(即R-R间隔)可能不同，第二平均心电信号的长度可能大于一个R-R间隔的长度，也可能小于一个R-R间隔的长度。此时，相邻的两个信号片段可能发生部分重叠，也可能具有一定的间距。

[0250] S70463：根据H个信号片段生成基准心电信号，其中，基准心电信号在第三位置的采样点的值为第三信号片段在第三位置上采样点的值和第四信号片段在第三位置上采样点的值的平均，第三位置为H个信号片段中存在多个采样点的位置，第三信号片段和第四信号片段为H个信号片段中在第三位置上有采样点的两个信号片段；基准心电信号在第四位置上的采样点的值是根据多个信号片段中与第四位置最相邻的两个采样点的值插值得到，第三位置为H个信号片段重叠的位置，第四位置为H个信号片段之间的位置。

[0251] 其中，插值算法为现有技术，此处不再赘述。

[0252] 应理解，在S70463的另一种实现中，基准心电信号在第三位置上的采样点的值可以是第三信号片段在第三位置上的采样点的值或第四信号片段在第三位置上的采样点的值。基准心电信号在第四位置上的采样点的值也可以置0，此处不作限定。

[0253] S7043、S7047从合成心电信号中移除基准心电信号，得到含噪剩余心电信号。

[0254] 应理解，合成心电信号、无噪心电信号、基准心电信号、含噪剩余心电信号、无噪剩余心电信号都包括相同个数的采样点。从合成心电信号中移除基准心电信号，即为，合成心电信号中采样点的值与基准心电信号中采样点的值对应相减，也就是说，含噪剩余心电信号中第x个采样点的值等于合成心电信号中第x个采样点的值与基准心电信号中第x个采样点的值之差。

[0255] S706：从无噪心电信号中移除基准心电信号，得到无噪剩余心电信号。

[0256] 同理，从无噪心电信号中移除基准心电信号，即为，无噪心电信号中采样点的值与基准心电信号中采样点的值对应相减，也就是说，无噪剩余心电信号中第x个采样点的值等于无噪心电信号中第x个采样点的值与基准心电信号中第x个采样点的值之差。其中，x为采样点的索引，x为正整数，x不大于合成心电信号中采样点的总个数。

[0257] 在本申请实施例的实现方式(1)中：

[0258] 合成心电信号X_q移除基准心电信号后得到的含噪剩余心电信号X_q^r的长度符合降噪自编码器的对输入数据的长度要求。此时，含噪剩余心电信号X_q^r和无噪剩余心电信号Y_q^r

构成的样本称为训练样本，其中，合成心电信号X_q是由无噪心电信号Y_q与肌电噪声信号叠加得到，无噪剩余心电信号Y_q^r是无噪心电信号Y_q移除基准心电信号后得到的信号。原始样本与训练样本一一对应。多个训练样本构成训练样本集。该训练样本集用于降噪自编码器的训练。

[0259] 此时，训练样本集中一个训练样本可以表示为（X_q^r，Y_q^r），其中，q为原始样本集中原始样本的索引，在本实现方式中也是训练样本集中训练样本的索引；训练样本集中包括Q个训练样本，q、Q为正整数，q≤Q。

[0260] 可选地，训练样本中的含噪剩余心电信号可以是分解得到的含噪剩余心电信号经过归一化得到的，归一化(Normalization)的方法可以是极大极小值归一化，或其他归一化方法，此处，以极大极小值归一化为例来说明：

[0261] $$\hat{X}_q^r = \frac{X_q^r - \min(X_q^r)}{\max(X_q^r) - \min(X_q^r)}$$

[0262] 其中，$\hat{X}_q^r$为训练样本中的含噪剩余心电信号，X_q^r为分解得到的含噪剩余心电信号，$\min(X_q^r)$为训练样本中的含噪剩余心电信号中最小信号强度，$\max(X_q^r)$为训练样本中的含噪剩余心电信号中最大信号强度。

[0263] 同理，训练样本中的无噪剩余心电信号以是分解得到的无噪剩余心电信号经过归一化得到的。以极大极小值归一化为例来说明：

[0264] $$\hat{Y}_q^r = \frac{Y_q^r - \min(Y_q^r)}{\max(Y_q^r) - \min(Y_q^r)}$$

[0265] 其中，$\hat{Y}_q^r$为训练样本中的无噪剩余心电信号，Y_q^r为分解得到的无噪剩余心电信号，$\min(Y_q^r)$为训练样本中的无噪剩余心电信号中最小信号强度，$\max(Y_q^r)$为训练样本中的无噪剩余心电信号中最大信号强度。

[0266] 此时，训练样本集中一个训练样本可以表示为（$\hat{X}_q^r$，$\hat{Y}_q^r$）。

[0267] 应理解，归一化不是生成训练样本集必须的步骤，训练设备也可以在将训练样本输入到降噪自编码器之前，对训练样本进行预处理，该预处理的过程可以包括归一化的操作，还可以包括其他的操作，此处不作限定。

[0268] 在本申请实施例的实现方式(2)中：

[0269] 合成心电信号X_q移除基准心电信号后得到的含噪剩余心电信号X_q^r的长度远远大于降噪自编码器要求的对输入数据的长度。此时，可以对原始样本中含噪剩余心电信号X_q^r和无噪剩余心电信号Y_q^r进行切割，切割得到的含噪剩余心电信号切片x_e^r符合降噪自编码器的对输入数据要求的长度。同样，对无噪剩余心电信号Y_q^r进行切割，得到无噪剩余心电信号切片y_e^r，其中，合成心电信号X_q是由无噪心电信号Y_q与肌电噪声信号叠加得到，无噪剩余心电信号Y_q^r是无噪心电信号Y_q移除基准心电信号后得到的信号，e为Q个含噪剩余心电信号切

割得到的E个无噪剩余心电信号切片中无噪剩余心电信号切片的索引，e、E为正整数，e≤E。应理解，含噪剩余心电信号X_q^r切割得到的多个含噪剩余心电信号切片与无噪剩余心电信号Y_q^r切割得到的多个无噪剩余心电信号一一对应。

[0270] 此时，切割得到的一个含噪剩余心电信号切片x_e^r和该含噪剩余心电信号切片x_e^r对应的无噪剩余心电信号切片y_e^r构成的样本称为训练样本。E个训练样本组成训练样本集，此时，训练样本集中一个训练样本可以表示为(x_e^r， y_e^r)，其中，e也称为训练样本集中训练样本的索引。此时，一个原始样本可以对应多个训练样本。多个训练样本构成训练样本集。该训练样本集用于训练降噪自编码器，得到目标降噪自编码器。

[0271] 需要说明的是，上述步骤S702-S706也可以由训练设备之前的其他设备执行，也可以由训练设备执行。

[0272] 训练设备可以生成多个训练样本，该多个训练样本可以划分为训练样本集和测试样本集，其中，训练设备可以使用训练样本集训练降噪自编码器，其中，含噪剩余心电信号为训练输入，含噪剩余心电信号对应的无噪剩余心电信号为训练标签，最终得到目标降噪自编码器。训练设备可以使用测试样本集对训练得到的目标降噪自编码器进行测试，以评价目标降噪自编码器的鲁棒性和泛化能力。本申请实施例以上述实现方式(1)描述的训练样本集为例来说明。应理解，步骤S708中训练样本还可以是上述实现方式(2)中的形式或其他形式，此处不再赘述。具体地，训练设备利用训练样本训练得到降噪自编码器的具体实现可以包括如下步骤：

[0273] S708：将含噪剩余心电信号输入到降噪自编码器中，得到预测剩余心电信号。

[0274] 其中，降噪自编码器的网络结构可以参见上述图2中的描述，本申请实施例不再赘述。

[0275] 此时，降噪自编码器为初始化的神经网络或者训练过程中更新得到的降噪自编码器。

[0276] 本申请实施例以训练样本为(X_q^r， Y_q^r)为例来说明，即将含噪剩余心电信号X_q^r输入到降噪自编码器，通过降噪自编码器对该X_q^r进行处理，得到预测剩余心电信号Z_q^r。

[0277] S710：根据预测剩余心电信号和无噪剩余心电信号之间的误差更新降噪自编码器的参数，得到目标降噪自编码器。

[0278] 其中，在降噪自编码器一次训练过程中可以采用一个训练样本，也可以采用多个训练样本或者全部训练样本，本申请实施例不作限定。目标降噪自编码器为通过训练样本集训练好的降噪自编码器。

[0279] 本申请实施例以Q个训练样本为例来说明，其中，U为不大于Q的正整数，训练设备可以根据每一训练样本的预测剩余心电信号和无噪剩余心电信号的误差确定Q个训练样本对应的损失，根据Q训练样本对应的损失，通过优化算法更新降噪自编码器的参数，使得损失越来越小。优化算法可以是梯度下降法(gradient descent)、Adam算法或其他优化算法，本申请实施例不作限定。

[0280] 本申请实施例中，损失函数用于计算Q个训练样本对应的损失，损失函数可以为预

测剩余心电信号和无噪剩余心电信号的误差,其中,预测剩余心电信号和无噪剩余心电信号的误差可以是预测剩余心电信号和无噪剩余心电信号之间平均绝对误差(mean absolute error,MAE)、均方误差(mean squared error,MSE)或均方根误差(root mean squared error,RMSE)等,也可以是预测剩余心电信号和无噪剩余心电信号的交叉熵,还可以具有其他的形式,本申请不作限定。

[0281] 例如,本申请实施例中可以通过预测剩余心电信号和无噪剩余心电信号之间平均绝对误差来表示损失函数L,则:

[0282] $$L=\frac{1}{Q}\sum_{q=1}^{q=Q}(X_q^r-Z_q^r)^2$$

[0283] 上述方法,不直接采用合成心电信号进行降噪自编码器的训练,而是,先从合成心电信号中移除包括R峰位置等明显特征的基准心电信号,该基准心电信号保留了合成心电信号的明显特征,例如R峰位置、R峰的平均幅值等,避免心电信号的失真;将合成心电信号移除该基准心电信号后得到的含噪剩余心电信号作为降噪自编码器的输入,与现有技术中将整个心电信号作为自编码器的输入相比,本申请实施例中降噪自编码器只需要提取心电信号细节信息的编码表示,而不需要获取整个心电信号的编码表示,降低降噪自编码器的训练的难度,进而,使得训练得到的目标降噪自编码器可以更好地提取到含噪剩余心电信号中的细节特征,从而提高得到的目标降噪自编码器的降噪性能。

[0284] 实施例二:

[0285] 图7D为本发明实施例二提供的另一种降噪自编码器的训练方法的流程示意图。该方法具体可以由如图3所示的训练设备120执行。可选地,该方法中步骤S712-S716也可以由训练设备120之前由其他功能模块预先执行,即先对从所述数据库130中接收或者获取到的原始样本的数据进行预处理,得到训练样本,进而通过训练样本由训练设备执行S718、S720从而训练得到降噪自编码器。可选的,该方法可以由CPU处理,也可以由CPU和适合用于神经网络计算的处理器(如图6所示的神经网络处理器30)共同处理如图6所示的神经网络处理器30,本申请不做限制。该方法可以包括如下部分或全部步骤:

[0286] S712:将无噪心电信号与肌电噪声信号叠加,得到合成心电信号,其中,无噪心电信号中肌电噪声的信噪比(signal-to-noise ratio,SNR)不小于第一阈值,无噪心电信号可以包括多拍心电信号H拍心电信号,每拍心电信号包含一个QRS波群,H为大于1的整数。

[0287] S714:利用平均节拍减法将无噪心电信号分解为基准心电信号和无噪剩余心电信号。

[0288] S714的具体实现方法同可以参见上述S704中利用平均节拍减法将无噪心电信号分解为基准心电信号和无噪剩余心电信号中相关描述。同理,S714的第一种实现具体:

[0289] S714的第一种实现具体可以包括如下步骤:

[0290] S7141:对目标心电信号中的W拍心电信号进行平均处理,得到的第二平均心电信号,其中,目标心电信号可以是合成心电信号、无噪心电信号或从第一用户(也即被采集得到无噪心电信号的用户)上历史采集的心电信号等,W≤H,W为正整数。

[0291] S7142:将第二平均心电信号替换无噪心电信号中H拍心电信号对应的A_j,得到基准心电信号,A_j表示H拍心电信号中以R_j为中心左右各取Δt区间内的心电信号,R_j为W拍心电信号中QRS波群的顶点,j=1,2……H。

[0292] S7143:从无噪心电信号中移除基准心电信号,得到无噪剩余心电信号。

[0293] 应理解,上述S714的第一种实现同实施例一种S704的第一种实现方法一致,具体可参见上述实施例一种相关描述,本申请实施例不再赘述。

[0294] S714的第二种实现具体可以包括但不限于如下步骤:

[0295] S7144:训练设备可以检测目标心电信号中的W拍心电信号中每一拍心电信号的R峰(即R波的顶点),该R峰即为一拍心电信号中能量值最大的采样点。

[0296] S7145:对目标心电信号中W拍心电信号进行平均处理,得到第二平均心电信号,第二平均心电信号的R峰左侧包括Δt_1的心电信号,右侧包括Δt_2的心电信号,该目标心电信号可以是合成心电信号、无噪心电信号、或者从第一用户(也即被采集得到无噪心电信号的用户)上历史采集的心电信号等,W≤H,W为正整数。

[0297] S7146:将第二平均心电信号替换无噪心电信号中H拍心电信号对应的A_j,得到基准心电信号,A_j表示H拍心电信号中以R_j为基准左取Δt1右取Δt2得到的区间内的心电信号,R_j为所述W拍心电信号中QRS波群的顶点,j=1,2……H。

[0298] S7147:从无噪心电信号中移除基准心电信号,得到无噪剩余心电信号。

[0299] 应理解,上述S714的第二种实现同实施例一种S704的第二种实现方法一致,具体可参见上述实施例一种相关描述,本申请实施例不再赘述。

[0300] S716:从合成心电信号中移除基准心电信号,得到含噪剩余心电信号。

[0301] 应理解,合成心电信号、无噪心电信号、基准心电信号、含噪剩余心电信号、无噪剩余心电信号都包括相同个数的采样点。从合成心电信号中移除基准心电信号,即为,合成心电信号中采样点的值与基准心电信号中采样点的值对应相减,也就是说,含噪剩余心电信号中第x个采样点的值等于合成心电信号中第x个采样点的值与基准心电信号中第x个采样点的值之差。

[0302] S718:将含噪剩余心电信号输入到降噪自编码器中,得到预测剩余心电信号。

[0303] S720:根据预测剩余心电信号和无噪剩余心电信号之间的误差更新降噪自编码器的参数,得到目标降噪自编码器。

[0304] 需要说明的是,上述S718可以参见实施例一中S708的相关描述,上述S720可以参见实施例一中S710的相关描述,此处不再赘述。

[0305] 实施例三:

[0306] 如图8A为本发明实施例二提供的一种心电信号降噪方法的流程示意图,图8B为本发明实施例二提供的一种心电信号降噪方法的示意性说明图,该方法通过实施例一训练得到的目标降噪自编码器实现对待降噪心电信号的降噪。该方法具体可以由如图3所示的执行设备110执行,该方法中的待降噪心电信号可以是如图3所示的用户设备140给出的输入数据,所述执行设备110中的预处理模块113可以用来执行所述方法800中S802-S804所述执行设备110中的信号叠加模块114以用来执行所述方法800中的S808,所述执行设备110中的计算模块111可以用于执行所述S806。可选的,所述方法800可以由CPU处理,也可以由CPU和适合用于神经网络计算的处理器(例如,图6所示的神经网络处理器30),本申请不做限制。

[0307] 该心电信号降噪方法800可以包括但不限于如下部分或全部流程:

[0308] S802:获取待降噪心电信号。

[0309] 其中,用户设备可以向执行设备发送待降噪心电信号,请求执行设备对待降噪心

电信号进行降噪。执行设备也可以通过心电设备实时采集用户的心电信号，该实时采集到的预设长度的心电信号即为待降噪心电信号。其中，预设长度即为降噪自编码器的对输入数据要求的长度。

[0310] 可选地，在S804之前，可以对待降噪心电信号进行预处理，该预处理可以包括但不限于小波变换等操作，此时下述步骤中待降噪心电信号为经过预处理后的待降噪心电信号。执行设备可以对待降噪心电信号进行小波变换，以去除待降噪心电信号中心电信号频带外的噪声，以减轻后期降噪过程的难度，小波变换的具体实现为现有技术，此处不再赘述。

[0311] 在一种可能的实现中，执行设备可以是配置了心电传感器的可穿戴设备或终端，如智能手环、智能手表等，此时，S802的一种具体实现可以是：执行设备通过心电传感器采集用户皮肤表面的模拟心电信号；进而，通过数模转换模块对该模拟心电信号进行处理，得到数字化的待降噪心电信号。

[0312] 在另一种可能的实现中，执行设备可以是服务器或终端等，此时，S802的一种具体实现可以是：执行设备接收心电采集设备发送的待降噪心电信号。其中，心电采集设备可以是配置了心电传感器的可穿戴设备或终端等。

[0313] 例如，可穿戴设备，比如智能手表采集佩戴者的心电信号，该心电信号即为待降噪心电信号，智能手表可以通过蓝牙等方式向其绑定的终端(比如手机)发送该待降噪心电信号，手机接收到该待降噪心电信号。手机在接收到待降噪心电信号后可以对该待降噪心电信号进行降噪处理；也可以将待降噪心电信号发送给服务器，由服务器来实现对该待降噪心电信号进行降噪处理。

[0314] S804：利用平均节拍减法将待降噪心电信号分解为待降噪基准心电信号和待降噪剩余心电信号。

[0315] 同实施例一中S704的第一种实现方式类似，S804的第一种实现具体可以包括如下步骤：

[0316] S8041：对待降噪心电信号中N拍心电信号进行平均处理，得到第一平均心电信号，N小于M，N为正整数。

[0317] S8042：将第一平均心电信号替换待降噪心电信号中M拍心电信号对应的B_j，得到待降噪基准心电信号，B_j表示所述M拍心电信号中以R_j为中心左右各取Δt区间内的心电信号，R_j为所述M拍心电信号中QRS波群的顶点，j＝1,2……M。

[0318] S8043：从待降噪心电信号中移除待降噪基准心电信号，得到待降噪剩余心电信号。

[0319] 应理解，S8041中生成第一平均心电信号所采用的N拍心电信号可以是待降噪心电信号中连续的N拍心电信号，也可以是不连续或部分节拍连续的N拍心电信号。在执行设备对该N拍心电信号进行信号平均之前，需要将该N拍心电信号进行对齐，进而，将对齐后的多拍心电信号进行叠加、平均，具体实现同上述S704描述的第二平均心电信号的具体实现原理相似，可以参见上述实现1和实现2中相关描述，此处不再赘述。

[0320] 对应于上述实施例一S704的第一种实现，在S804的第一种实现中，第一平均心电信号的实现方式1可以是：

[0321] 第二平均心电信号$\overline{A}$是通过对目标心电信号中W拍心电信号进行平均处理得到的。

即：

[0322] $$\overline{B}=\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}B_i \qquad (4)$$

[0323] 其中，$\overline{B}$表示第一平均心电信号，B_i表示N拍心电信号中以R_i为中心左右各取Δt区间内的心电信号，R_i为所述N拍心电信号中QRS波群的顶点，i＝1,2……N。

[0324] 进一步地，第一平均心电信号、Δt区间内的心电信号可以包括V个采样点，V为大于1的正整数，信号平均可以通过公式：

[0325] $$\overline{B}(v)=\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{i=N}B_i(v) \qquad (5)$$

[0326] 其中，$\overline{B}(v)$为第一平均心电信号$\overline{B}$中第v个采样点的值，$B_i(v)$为N拍心电信号中以R_i为中心左右各取Δt区间内的心电信号中的第v个采样点的值，1≤v≤V，1≤i≤N，v，i为正整数。

[0327] 可见，针对不同的待降噪心电信号，通过实现方式4得到的第一平均心电信号不同，进而通过实现方式1中第一平均心电信号得到的基准心电信号也不同。本实现方式4针对不同的待降噪心电信号自适应地选择基准心电信号，得到的基准心电信号可以更准确地提取出了待降噪心电信号的明显特征，进而降噪后的心电信号可以更好地保留待降噪心电信号中的明显特征，减少降噪后的心电信号的失真，提高降噪后的心电信号的质量。

[0328] 可见，针对不同的待降噪心电信号，得到的第一平均心电信号不同，进而通过该第一平均心电信号得到的基准心电信号也不同。在本申请实施例中，针对不同的待降噪心电信号自适应地选择基准心电信号，得到的基准心电信号可以更准确地提取出了待降噪心电信号的明显特征，进而降噪后的心电信号可以更好地保留待降噪心电信号中的明显特征，减少降噪后的心电信号的失真，提高降噪后的心电信号的质量。

[0329] 第一平均心电信号的实现方式2可以是：

[0330] 第一平均心电信号$\overline{B}$是通过对第二用户(被采集得到待降噪心电信号的用户)上历史采集的心电信号中N拍心电信号进行平均处理得到的。具体计算方法同可以上述第一平均心电信号的实现方式1，可参见上述实现方式1中相关描述，此处不再赘述。

[0331] 此时，针对同一用户的心电信号，采用同一第一平均心电信号。该实现方式5得到第一平均心电信号生成的待降噪基准心电信号考虑到个人的差异，使得待降噪基准心电信号可以更准确地表示待降噪心电信号的明显特征，相对于第一平均心电信号的实现方式4来说，对于同一用户得到的待降噪基准心电信号，仅需要进行一次计算，提高计算效率。

[0332] S804的第二种实现具体可以包括但不限于如下步骤：

[0333] S8044：检测待降噪心电信号中的N拍心电信号中每一拍心电信号的R峰(即R波的顶点)，该R峰即为一拍心电信号中能量值最大的采样点。

[0334] S8045：对待降噪心电信号中N拍心电信号进行平均处理，得到第一平均心电信号，第一平均心电信号的R峰左侧包括Δt_3的心电信号，右侧包括Δt4的心电信号，N≤M，N为正整数。

[0335] S8046：将第一平均心电信号替换待降噪心电信号中M拍心电信号对应的B_j，得到待降噪基准心电信号，B_j表示M拍心电信号中以R_j为基准左取Δt3右取Δt4得到的区间内的

心电信号，R_j为N拍心电信号中QRS波群的顶点，j＝1,2……M。

[0336] S8047：从待降噪心电信号中移除待降噪基准心电信号，得到含噪剩余心电信号。

[0337] S8045的一种具体实现可以是针对N拍心电信号中的每一拍心电信号，选取以R峰为基准左取Δt3右取Δt4得到的区间内的心电信号，得到N个心电信号片段。进而，对该N个心电信号片段进行平均处理，得到第一平均心电信号。其中，每一个心电信号片段包括一个QRS波群，且所有心电信号片段中R峰位置相对于其所在心电信号片段的起点位置的距离相同，即N个心电信号片段在R峰同一侧的采样点个数都相同，以保证N个心电信号片段对齐。

[0338] 在本申请实施例的一种实现中，上述实施例一中Δt1可以等于Δt3，上述实施例一中Δt2可以等于Δt4。在本申请实施例的一种实现中，上述实施例一中Δt1可以不等于Δt3，上述实施例一中Δt2也可以不等于Δt4，对此不作限定。

[0339] 上述S8045的具体实现可参见上述实施例一中S7045的具体实现，此处不再赘述。

[0340] S8042或S8046中形成待降噪基准心电信号的具体方法如下：

[0341] 应理解，通过平均节拍减法得到的基准心电信号的R峰位置与合成心电信号的R峰位置相同。此时基准心电信号具有与合成心电信号相同的R峰位置、R-R间隔等特征。

[0342] 本申请实施例以S8046的一种具体实现为例来说明，应理解，上述第一种实现为第二种实现的一个特例，S8042的具体实现可以参照S8046的实现，此处不再赘述。

[0343] 同上述实施例一中计算基准心电信号的原理相同，请一并参阅图8C所示的计算待降噪基准心电信号的原理示意图，S8046的一种具体的实现方式可以包括但不限于如下步骤：

[0344] S80461：检测待降噪心电信号中的R峰位置和第一平均心电信号的R峰位置。

[0345] 应理解，心电信号中R峰检测为现有技术，此处不再赘述。

[0346] S80462：根据第一平均心电信号、待降噪心电信号中的R峰位置和第一平均心电信号的R峰位置，得到M个信号片段，M个信号片段具有与第一平均心电信号相同的波形，且M个信号片段中的第h个信号片段的R峰位置等于待降噪心电信号中的第h个R峰位置，h为正整数，h不大于待降噪心电信号中R峰的总个数。图8C以M＝3为例来说明。

[0347] 具体的，以R峰位置为基准，将第一平均心电信号分别与待降噪心电信号中的每一拍心电信号对齐，与待降噪心电信号中R峰位置对齐的第一平均心电信号称为信号片段，应理解，相对于第一平均心电信号，信号片段中每一个采样点的位置整体移动，但其波形不变。

[0348] 还应理解，待降噪心电信号中任意相邻两个R峰之间的间隔(即R-R间隔)可能不同，第一平均心电信号的长度可能大于一个R-R间隔的长度，也可能小于一个R-R间隔的长度。此时，相邻的两个信号片段可能发生部分重叠，也可能具有一定的间距。

[0349] S80463：根据M个信号片段生成待降噪基准心电信号，其中，待降噪基准心电信号在第一位置的采样点的值为第一信号片段在第一位置上采样点的值和第二信号片段在第一位置上采样点的值的平均，第一位置为M个信号片段中存在多个采样点的位置，第一信号片段和第二信号片段为M个信号片段中在第一位置上有采样点的两个信号片段；待降噪基准心电信号在第二位置上的采样点的值是根据M个信号片段中与第二位置最相邻的两个采样点的值插值得到，第一位置为M个信号片段上包括重叠的位置，第二位置为M个信号片段之间的位置。

[0350] 其中，插值算法为现有技术，此处不再赘述。

[0351] 应理解，在S80463的另一种实现中，待降噪基准心电信号在第一位置上的采样点的值可以是第一信号片段在第一位置上的采样点的值或第二信号片段在第一位置上的采样点的值。待降噪基准心电信号在第二位置上的采样点的值也可以置0，此处不作限定。

[0352] 应理解，训练得到目标降噪自编码器所采用的待降噪基准心电信号的生成方式可以与待降噪基准心电信号的生成方式一致。

[0353] S8043或S8047的一种具体实现可以是：

[0354] 应理解，待降噪心电信号、待降噪基准心电信号、待降噪剩余心电信号都包括相同个数的采样点。从待降噪心电信号中移除待降噪基准心电信号，即为，待降噪心电信号中采样点的值与待降噪基准心电信号中采样点的值对应相减，也就是说，待降噪剩余心电信号中第y个采样点的值等于待降噪心电信号中第y个采样点的值与待降噪基准心电信号中第y个采样点的值之差。其中，y为采样点的索引，y为正整数，y不大于合成心电信号中采样点的总个数。

[0355] 可选地，在得到待降噪剩余心电信号之后，可以对该待降噪剩余心电信号进行归一化操作。是否需要进行归一化操作与目标降噪自编码器对输入数据的要求决定。在目标降噪自编码器的训练样本中含噪剩余心电信号为经过归一化后的数据时，则在将待降噪剩余心电信号输入到目标降噪自编码器之前，需要对该待降噪剩余心电信号进行归一化操作；否则，不需要对该待降噪剩余心电信号进行归一化操作，本申请实施例不再赘述。

[0356] S806：将待降噪剩余心电信号输入目标降噪自编码器，得到降噪后的剩余心电信号。

[0357] 其中，目标降噪自编码器是通过上述实施例一或实施例二所述的降噪自编码器的训练方法训练得到的目标降噪自编码器，具备对剩余心电信号进行降噪处理功能，具体可参见上述实施例一或实施例二中相关描述，此处不再赘述。

[0358] S808：将待降噪基准心电信号和降噪后的剩余心电信号叠加，得到降噪后的心电信号，该降噪后的心电信号即为待降噪心电信号经过降噪处理后的心电信号。

[0359] 具体的，将待降噪基准心电信号和降噪后的剩余心电信号叠加得到的心电信号，即将基准心电信号中采样点的值与降噪后的剩余心电信号中采样点的值对应相加，也即，降噪后的心电信号中的第z个采样点的值等于待降噪基准心电信号中的第z个采样点的值与降噪后的剩余心电信号中的第z个采样点的值，z为采样点的索引，z不大于待降噪心电信号中采样点的总个数。

[0360] 执行上述方法，从待降噪心电信号中提取出包括该待降噪心电信号的R峰位置等明显特征的待降噪基准心电信号，通过目标降噪自编码器对待降噪心电信号去除基准心电信号之后的待降噪剩余心电信号进行降噪，避免目标降噪自编码器对待降噪心电信号中明显特征的降噪处理，使得待降噪基准心电信号和降噪后的剩余心电信号叠加得到降噪后的心电信号可以更好地保留待降噪心电信号中的R峰位置，减少降噪后的心电信号的失真.

[0361] 请参阅图8D所示的目标降噪自编码器的心电信号的降噪结果的示意性说明图。其中，图8D示出了待降噪心电信号、理想心电信号(即待降噪心电信号通过降噪处理希望得到的心电信号)、通过现有技术中卷积自编码器对待降噪心电信号进行降噪处理后得到的降噪后的心电信号、通过本申请实施例中目标降噪自编码器和本申请提供的心电信号降噪方

法对待降噪心电信号进行降噪处理后得到的降噪后的心电信号。由图8D可见，相对于现有技术中的心电信号的降噪方法，本申请实施例的方法更好地提取到待降噪心电信号中的细节特征，减少降噪后的心电信号的失真，提高降噪性能。

[0362] 可以理解，实施例一为该降噪自编码器的训练阶段(如图1所示的训练设备120执行的阶段)，具体训练是采用由实施例一以及实施例一基础上任意一种可能的实现方式中提供的降噪自编码器进行的；而实施例二则可以理解为是训练得到的目标降噪自编码器的应用阶段(如图4所示的执行设备110执行的阶段)，具体可以体现为采用由实施例一训练得到的目标降噪自编码器，并根据输入的待降噪剩余心电信号，从而得到输出信号，即实施例二中的降噪后的剩余心电信号，最后将降噪后的剩余心电信号和待降噪基准心电信号叠加，得到降噪后的心电信号。

[0363] 下面结合附图介绍本申请实施例涉及的装置。

[0364] 图9A为本发明实施例中一种降噪自编码的训练装置的示意性框图。图9A所示的降噪自编码的训练装置90(该装置90具体可以是图4训练设备120)，可以包括：

[0365] 叠加单元901，用于将无噪心电信号和肌电噪声信号叠加，得到合成心电信号，所述无噪心电信号包含H拍心电信号，每拍心电信号包含一个QRS波群，H为大于1的正整数，所述无噪心电信号的信噪比不小于第一阈值；

[0366] 分解单元902，用于利用平均节拍减法(average beat subtraction)将所述合成心电信号分解为基准心电信号和含噪剩余心电信号；

[0367] 移除单元903，用于从所述无噪心电信号中移除所述基准心电信号，得到无噪剩余心电信号；

[0368] 训练单元904，用于根据所述含噪剩余心电信号和所述含噪剩余心电信号对应的无噪剩余心电信号训练降噪自编码器，其中，所述含噪剩余心电信号为训练输入，所述含噪剩余心电信号对应的无噪剩余心电信号为训练标签。

[0369] 在一种可能的实现中，所述分解单元902具体用于：

[0370] 对所述合成心电信号中W拍心电信号进行平均处理，得到第二平均心电信号，W小于H，W为正整数；

[0371] 将所述第二平均心电信号替换所述合成心电信号中H拍心电信号对应的A_j，得到所述基准心电信号，A_j表示所述H拍心电信号中以R_j为中心左右各取Δt区间内的心电信号，R_j为所述W拍心电信号中QRS波群的顶点，j＝1,2……H；

[0372] 从所述合成心电信号中移除所述基准心电信号，得到所述含噪剩余心电信号。

[0373] 在一种可能的实现中，所述分解单元902执行所述对所述合成心电信号中W拍心电信号进行平均处理，得到第二平均心电信号具体包括：

[0374] $$\bar{A}=\frac{1}{W}\sum_{k=1}^{W}A_k$$；

[0375] 其中，$\bar{A}$表示所述第二平均心电信号，A_k表示所述W拍心电信号中以R_k为中心左右各取Δt区间内的心电信号，R_k为所述W拍心电信号中QRS波群的顶点，k＝1,2……W。

[0376] 本申请实施例中各个的单元的具体实现可以参见上述实施例一中相关描述，此处不再赘述。

[0377] 图9B为本发明实施例中一种降噪自编码的训练装置的示意性框图。图9B所示的降

噪自编码的训练装置92(该装置92具体可以是图4训练设备120),可以包括:

[0378] 叠加单元921,用于将无噪心电信号和肌电噪声信号叠加,得到合成心电信号,所述无噪心电信号包含H拍心电信号,每拍心电信号包含一个QRS波群,H为大于1的正整数,所述无噪心电信号的信噪比不小于第一阈值;

[0379] 分解单元922,用于利用平均节拍减法(average beat subtraction)将所述无噪心电信号分解为基准心电信号和无噪剩余心电信号;

[0380] 移除单元923,用于从所述合成心电信号中移除所述基准心电信号,得到含噪剩余心电信号;

[0381] 训练单元924,用于根据所述含噪剩余心电信号和所述含噪剩余心电信号对应的无噪剩余心电信号训练降噪自编码器,其中,所述含噪剩余心电信号为训练输入,所述含噪剩余心电信号对应的无噪剩余心电信号为训练标签。

[0382] 本申请实施例中各个的单元的具体实现可以参见上述实施例二中相关描述,此处不再赘述。

[0383] 图10为本发明实施例提供的一种心电信号降噪装置的示意性框图,图10所示的心电信号降噪装置1000(该装置1000具体可以是图4执行设备110),可以包括:

[0384] 获取单元1001,用于获取待降噪心电信号,所述待降噪心电信号包含M拍心电信号,每拍心电信号包含一个QRS波群,M为大于1的正整数;

[0385] 第一分解单元1002,利用平均节拍减法(average beat subtraction)将所述待降噪心电信号分解为待降噪基准心电信号和待降噪剩余心电信号;

[0386] 降噪单元1003,用于将所述待降噪剩余心电信号输入目标降噪自编码器,得到降噪后的剩余心电信号;

[0387] 叠加单元1004,用于将所述待降噪基准心电信号和所述降噪后的剩余心电信号叠加,得到降噪后的心电信号。

[0388] 在一种可能的实现中,所述第一分解单元1002具体用于:

[0389] 对所述待降噪心电信号中N拍心电信号进行平均处理,得到第一平均心电信号,N小于M,N为正整数;

[0390] 将所述第一平均心电信号替换所述待降噪心电信号中M拍心电信号对应的B_j,得到所述待降噪基准心电信号,B_j表示所述M拍心电信号中以R_j为中心左右各取Δt区间内的心电信号,R_j为所述M拍心电信号中QRS波群的顶点,j=1,2……M;

[0391] 从所述待降噪心电信号中移除所述待降噪基准心电信号,得到所述待降噪剩余心电信号。

[0392] 在一种可能的实现中,所述第一分解单元1002执行所述对所述待降噪心电信号中N拍心电信号进行平均处理,得到第一平均心电信号具体包括:

[0393] $$\overline{B}=\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}B_i;$$

[0394] 其中,$\overline{B}$表示所述第一平均心电信号,B_i表示所述N拍心电信号中以R_i为中心左右各取Δt区间内的心电信号,R_i为所述N拍心电信号中QRS波群的顶点,i=1,2……N。

[0395] 可选地,装置1000还可以包括如上述图9A或图9B所示的降噪自编码的训练装置90、92中部分或全部单元,此处不再赘述。

[0396] 本申请实施例中各个的单元的具体实现可以参见上述实施例三中相关描述，此处不再赘述。

[0397] 图11是本申请实施例提供的一种降噪自编码器的训练装置的硬件结构示意图。图11所示的降噪自编码器的训练装置1100(该装置1100具体可以是一种计算机设备)包括存储器1101、处理器1102、通信接口1103以及总线1104。其中，存储器1101、处理器1102、通信接口1103通过总线1104实现彼此之间的通信连接。

[0398] 存储器1101可以是只读存储器(Read Only Memory，ROM)，静态存储设备，动态存储设备或者随机存取存储器(Random Access Memory，RAM)。存储器1101可以存储程序，当存储器1101中存储的程序被处理器1102执行时，处理器1102和通信接口1103用于执行本申请实施例一或实施例二所述的降噪自编码器的训练方法的各个步骤。

[0399] 处理器1102可以采用通用的中央处理器(Central Processing Unit，CPU)，微处理器，应用专用集成电路(Application Specific Integrated Circuit，ASIC)，图形处理器(graphics processing unit，GPU)或者一个或多个集成电路，用于执行相关程序，以实现本申请实施例的降噪自编码器的训练装置中的单元所需执行的功能，或者执行本申请方法实施例一或实施例二中的降噪自编码器的训练方法。

[0400] 处理器1102还可以是一种集成电路芯片，具有信号的处理能力。在实现过程中，本申请的降噪自编码器的训练方法的各个步骤可以通过处理器1102中的硬件的集成逻辑电路或者软件形式的指令完成。上述的处理器1102还可以是通用处理器、数字信号处理器(Digital Signal Processing，DSP)、专用集成电路(ASIC)、现成可编程门阵列(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。可以实现或者执行本申请实施例中的公开的各方法、步骤及逻辑框图。通用处理器可以是微处理器或者该处理器也可以是任何常规的处理器等。结合本申请实施例所公开的方法的步骤可以直接体现为硬件译码处理器执行完成，或者用译码处理器中的硬件及软件模块组合执行完成。软件模块可以位于随机存储器，闪存、只读存储器，可编程只读存储器或者电可擦写可编程存储器、寄存器等本领域成熟的存储介质中。该存储介质位于存储器1101，处理器1102读取存储器1101中的信息，结合其硬件完成本申请实施例的降噪自编码器的训练装置中包括的单元所需执行的功能，或者执行本申请方法实施例一或实施例二的降噪自编码器的训练方法。

[0401] 通信接口1103使用例如但不限于收发器一类的收发装置，来实现装置1100与其他设备或通信网络之间的通信。例如，可以通过通信接口1103获取训练数据(如本申请实施例一所述的训练样本)。

[0402] 总线1104可包括在装置1100各个部件(例如，存储器1101、处理器1102、通信接口1103)之间传送信息的通路。

[0403] 应理解，降噪自编码器的训练装置90或92中的叠加单元901、921，分解单元902、922，移除单元903、923，和训练单元904、924可以相当于处理器1102。

[0404] 上述各个功能器件的具体实现可以参见上述实施例一中相关描述，本申请实施例不再赘述。

[0405] 图12是本申请实施例提供的心电信号降噪装置的硬件结构示意图。图12所示的心电信号降噪装置1200(该装置1200具体可以是一种计算机设备)包括存储器1201、处理器

1202、心电传感器1203、通信接口1204以及总线1205。其中，存储器1201、处理器1202、通信接口1204通过总线1205实现彼此之间的通信连接。

[0406] 存储器1201可以是只读存储器(Read Only Memory，ROM)，静态存储设备，动态存储设备或者随机存取存储器(Random Access Memory，RAM)。存储器1201可以存储程序，当存储器1201中存储的程序被处理器1202执行时，处理器1202和通信接口1204用于执行本申请实施例三中的心电信号的降噪方法的各个步骤。

[0407] 处理器1202可以采用通用的中央处理器(Central Processing Unit，CPU)，微处理器，应用专用集成电路(Application Specific Integrated Circuit，ASIC)，图形处理器(graphics processing unit，GPU)或者一个或多个集成电路，用于执行相关程序，以实现本申请实施例的心电信号降噪装置1200中的单元所需执行的功能，或者执行本申请方法实施例三中的心电信号的降噪方法。

[0408] 处理器1202还可以是一种集成电路芯片，具有信号的处理能力。在实现过程中，本申请的心电信号的降噪方法的各个步骤可以通过处理器1202中的硬件的集成逻辑电路或者软件形式的指令完成。上述的处理器1202还可以是通用处理器、数字信号处理器(Digital Signal Processing，DSP)、专用集成电路(ASIC)、现成可编程门阵列(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。可以实现或者执行本申请实施例中的公开的各方法、步骤及逻辑框图。通用处理器可以是微处理器或者该处理器也可以是任何常规的处理器等。结合本申请实施例所公开的方法的步骤可以直接体现为硬件译码处理器执行完成，或者用译码处理器中的硬件及软件模块组合执行完成。软件模块可以位于随机存储器，闪存、只读存储器，可编程只读存储器或者电可擦写可编程存储器、寄存器等本领域成熟的存储介质中。该存储介质位于存储器1201，处理器1202读取存储器1201中的信息，结合其硬件完成本申请实施例的心电信号降噪装置中包括的单元所需执行的功能，或者执行本申请方法实施例的心电信号的降噪方法。

[0409] 心电传感器1203包括2个电极和模数转换模块，其中，在心电传感器1203工作时，两个电极分解接触用户不同部位的皮肤表面，采集用户的心电信号，数模转换模块用于将采集到的心电信号转换为数字化的心电信号，即为本申请实施例中待降噪心电信号。

[0410] 应理解，心电传感器1203不是心电信号降噪装置1200必须的部分。在一种实现场景中，心电信号降噪装置1200具体为智能手环或智能手表等可穿戴设备，心电信号降噪装置1200可以包括该心电传感器1203。在另一种实现场景中，心电信号降噪装置1200具体为手机或服务器等，心电信号降噪装置1200可以不包括该心电传感器1203，心电信号降噪装置1200可以接收心电采集设备发送的待降噪心电信号，该心电采集设备可以是配置了心电传感器的智能手环、智能手表等可穿戴设备。应理解，本申请实施例还可以包括其他应用场景。

[0411] 通信接口1204使用例如但不限于收发器一类的收发装置，来实现装置1200与其他设备或通信网络之间的通信。例如，可以通过通信接口1204获取训练数据(如本申请实施例二所述的待降噪心电信号)。

[0412] 总线1205可包括在装置1200各个部件(例如，存储器1201、处理器1202、通信接口1204)之间传送信息的通路。

[0413] 应理解，心电信号降噪装置1000中的获取单元1001相当于心电信号降噪装置1200中的通信接口1204或者心电传感器1203；心电信号降噪装置1000中的第一分解单元1002、降噪单元1003和叠加单元1004可以相当于处理器1202。

[0414] 上述各个功能单元的具体实现可以参见上述实施例三中相关描述，本申请实施例不再赘述。

[0415] 应注意，尽管图11和图12所示的装置1100和1200仅仅示出了存储器、处理器、通信接口，但是在具体实现过程中，本领域的技术人员应当理解，装置1100和1200还包括实现正常运行所必须的其他器件。同时，根据具体需要，本领域的技术人员应当理解，装置1100和1200还可包括实现其他附加功能的硬件器件。此外，本领域的技术人员应当理解，装置1100和1200也可仅仅包括实现本申请实施例所必须的器件，而不必包括图11或图12中所示的全部器件。

[0416] 可以理解，所述装置1100相当于图4中的所述训练设备120，所述装置1200相当于图4中的所述执行设备110。本领域普通技术人员可以意识到，结合本文中所公开的实施例描述的各示例的单元及算法步骤，能够以电子硬件、或者计算机软件和电子硬件的结合来实现。这些功能究竟以硬件还是软件方式来执行，取决于技术方案的特定应用和设计约束条件。专业技术人员可以对每个特定的应用来使用不同方法来实现所描述的功能，但是这种实现不应认为超出本申请的范围。

[0417] 所属领域的技术人员可以清楚地了解到，为描述的方便和简洁，上述描述的系统、装置和单元的具体工作过程，可以参考前述方法实施例中的对应过程，在此不再赘述。

[0418] 在本申请所提供的几个实施例中，应该理解到，所揭露的系统、装置和方法，可以通过其它的方式实现。例如，以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的，例如，所述单元的划分，仅仅为一种逻辑功能划分，实际实现时可以有另外的划分方式，例如多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个系统，或一些特征可以忽略，或不执行。另一点，所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通信连接可以是通过一些接口，装置或单元的间接耦合或通信连接，可以是电性，机械或其它的形式。

[0419] 所述作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的，作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元，即可以位于一个地方，或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部单元来实现本实施例方案的目的。

[0420] 另外，在本申请各个实施例中的各功能单元可以集成在一个处理单元中，也可以是各个单元单独物理存在，也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中。

[0421] 所述功能如果以软件功能单元的形式实现并作为独立的产品销售或使用时，可以存储在一个计算机可读取存储介质中。基于这样的理解，本申请的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分或者该技术方案的部分可以以软件产品的形式体现出来，该计算机软件产品存储在一个存储介质中，包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机，服务器，或者网络设备等)执行本申请各个实施例所述方法的全部或部分步骤。而前述的存储介质包括：U盘、移动硬盘、只读存储器(Read-Only Memory，ROM)、随机存取存储器(Random Access Memory，RAM)、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

[0422] 以上所述，仅为本申请的具体实施方式，但本申请的保护范围并不局限于此，任何

熟悉本技术领域的技术人员在本申请揭露的技术范围内，可轻易想到变化或替换，都应涵盖在本申请的保护范围之内。因此，本申请的保护范围应以所述权利要求的保护范围为准。

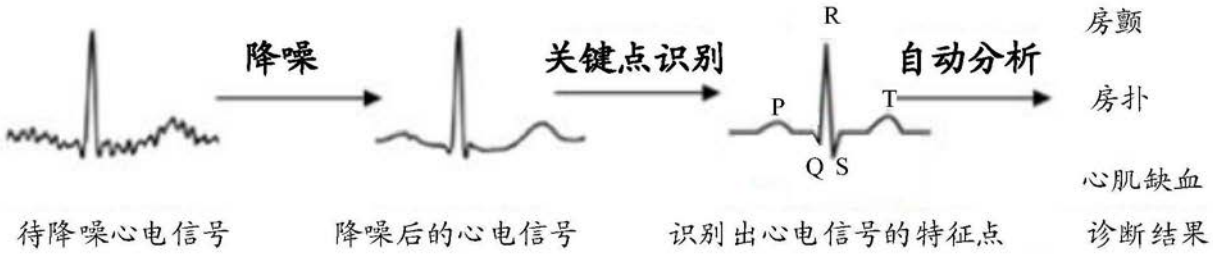

降噪
关键点识别
自动分析
R
P
T
Q S
房颤
房扑
心肌缺血
待降噪心电信号
降噪后的心电信号
识别出心电信号的特征点
诊断结果

图1A

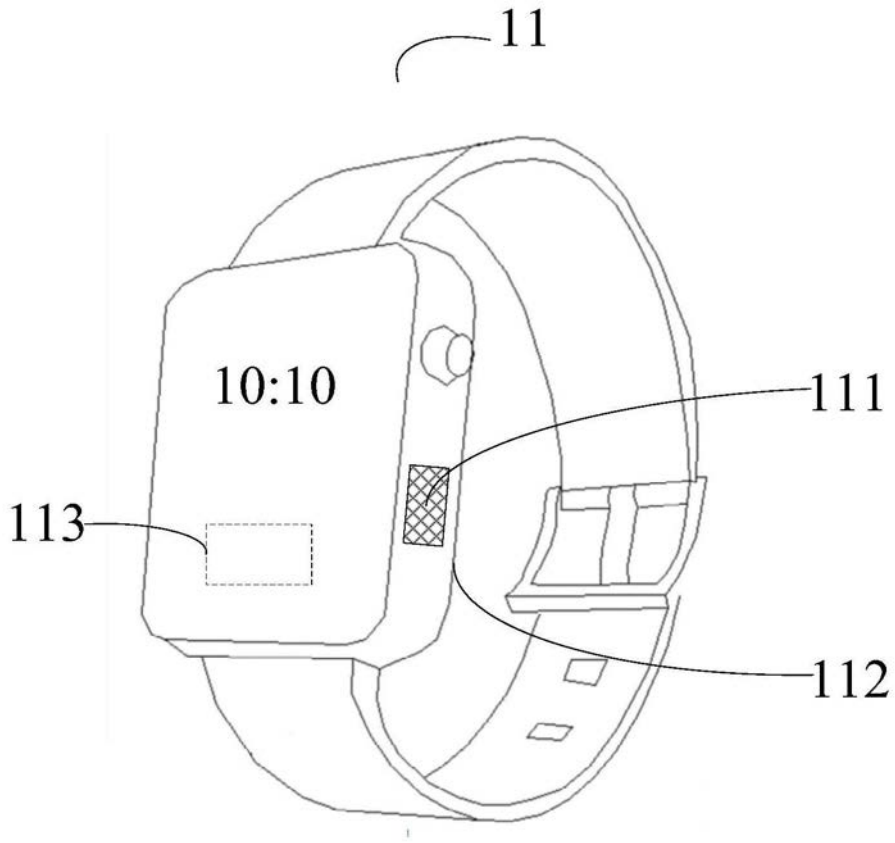

11
10:10
111
113
112

图1B

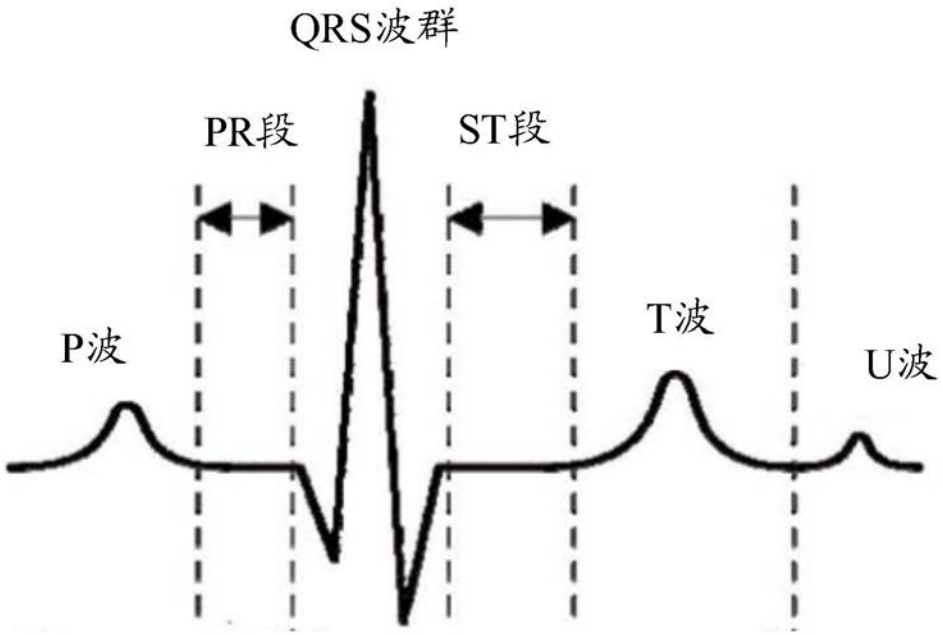


图2

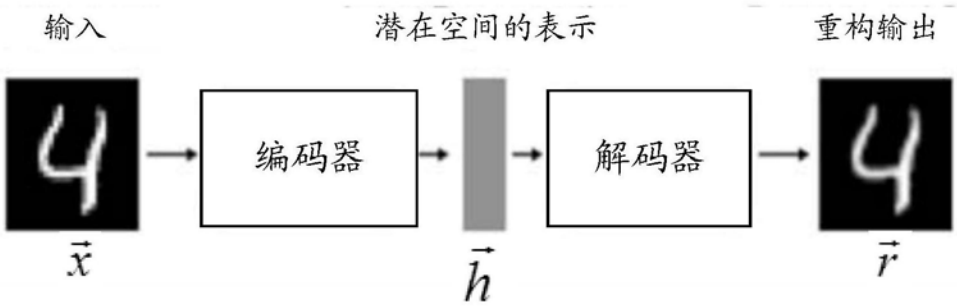


图3

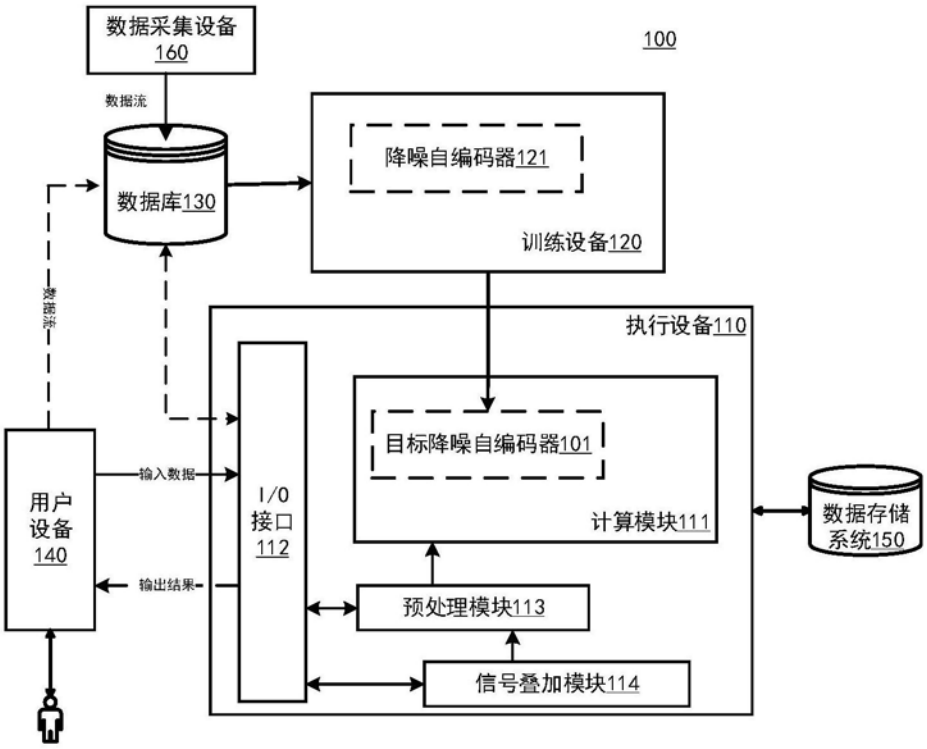

数据采集设备
160
100
数据流
降噪自编码器121
数据库130
训练设备120
执行设备110
目标降噪自编码器101
用户
设备
140
输入数据
I/O
接口
112
计算模块111
数据存储
系统150
输出结果
预处理模块113
信号叠加模块114

图4

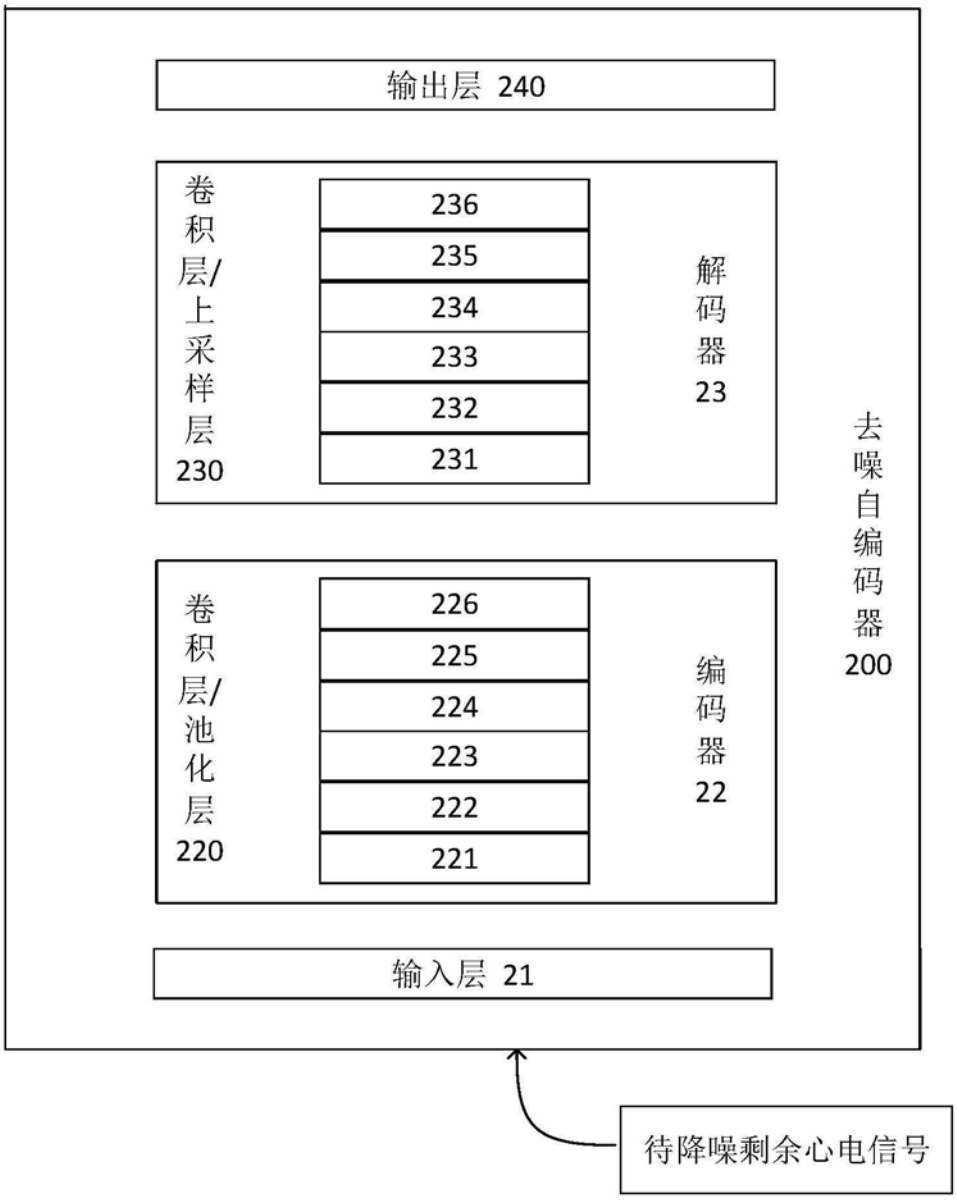

输出层 240
卷积层/上采样层 230
236
235
234
233
232
231
解码器 23
卷积层/池化层 220
226
225
224
223
222
221
编码器 22
去噪自编码器 200
输入层 21
待降噪剩余心电信号

图5

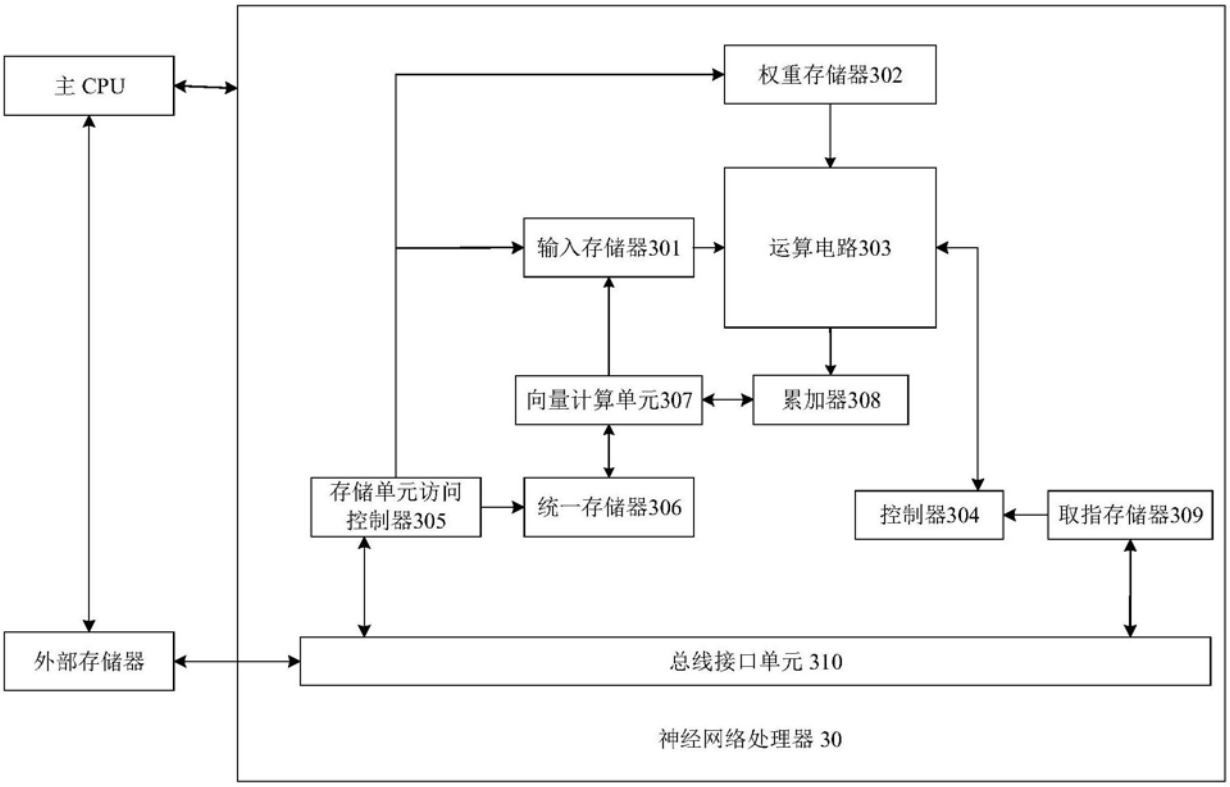

主 CPU
权重存储器302
输入存储器301
运算电路303
向量计算单元307
累加器308
存储单元访问
控制器305
统一存储器306
控制器304
取指存储器309
外部存储器
总线接口单元 310
神经网络处理器 30

图6

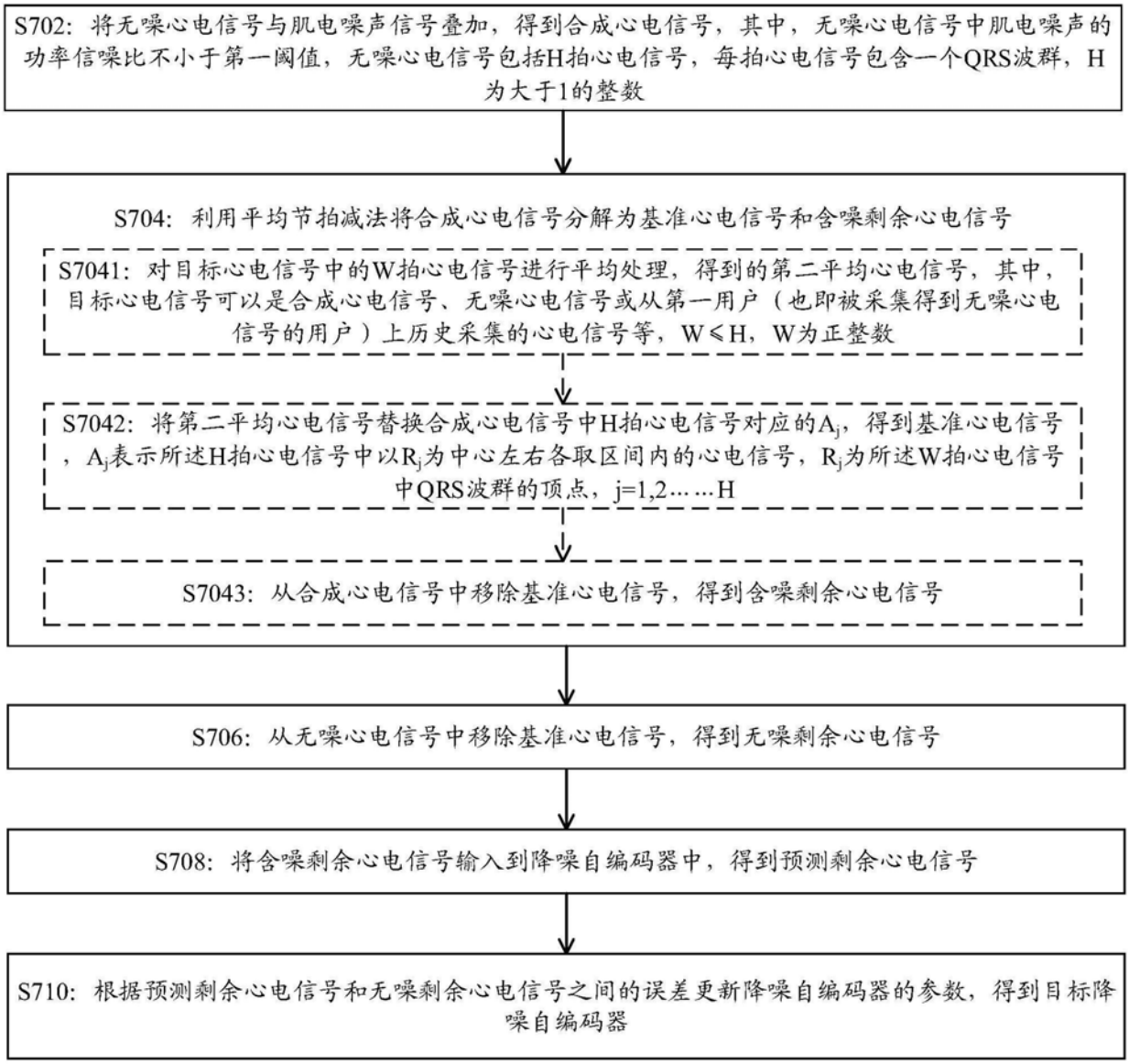

S702：将无噪心电信号与肌电噪声信号叠加，得到合成心电信号，其中，无噪心电信号中肌电噪声的功率信噪比不小于第一阈值，无噪心电信号包括H拍心电信号，每拍心电信号包含一个QRS波群，H为大于1的整数
S704：利用平均节拍减法将合成心电信号分解为基准心电信号和含噪剩余心电信号
S7041：对目标心电信号中的W拍心电信号进行平均处理，得到的第二平均心电信号，其中，目标心电信号可以是合成心电信号、无噪心电信号或从第一用户（也即被采集得到无噪心电信号的用户）上历史采集的心电信号等，W≤H，W为正整数
S7042：将第二平均心电信号替换合成心电信号中H拍心电信号对应的A_j，得到基准心电信号，A_j表示所述H拍心电信号中以R_j为中心左右各取区间内的心电信号，R_j为所述W拍心电信号中QRS波群的顶点，j=1,2……H
S7043：从合成心电信号中移除基准心电信号，得到含噪剩余心电信号
S706：从无噪心电信号中移除基准心电信号，得到无噪剩余心电信号
S708：将含噪剩余心电信号输入到降噪自编码器中，得到预测剩余心电信号
S710：根据预测剩余心电信号和无噪剩余心电信号之间的误差更新降噪自编码器的参数，得到目标降噪自编码器

图7A

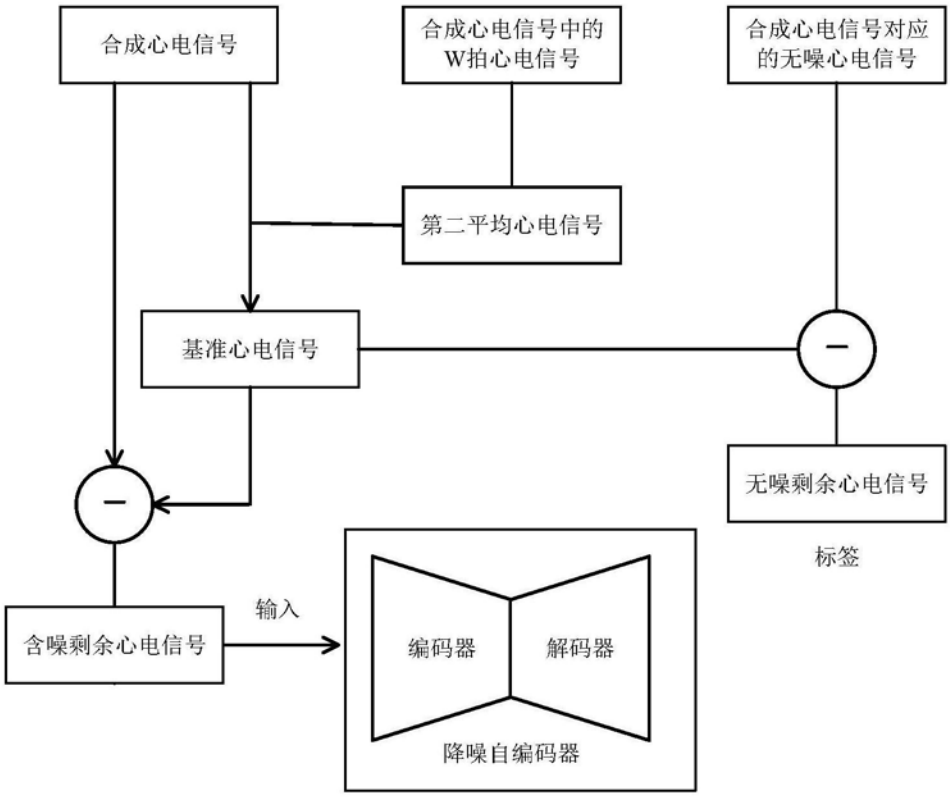

合成心电信号
合成心电信号中的W拍心电信号
合成心电信号对应的无噪心电信号
第二平均心电信号
基准心电信号
无噪剩余心电信号
标签
含噪剩余心电信号
输入
编码器
解码器
降噪自编码器

图7B

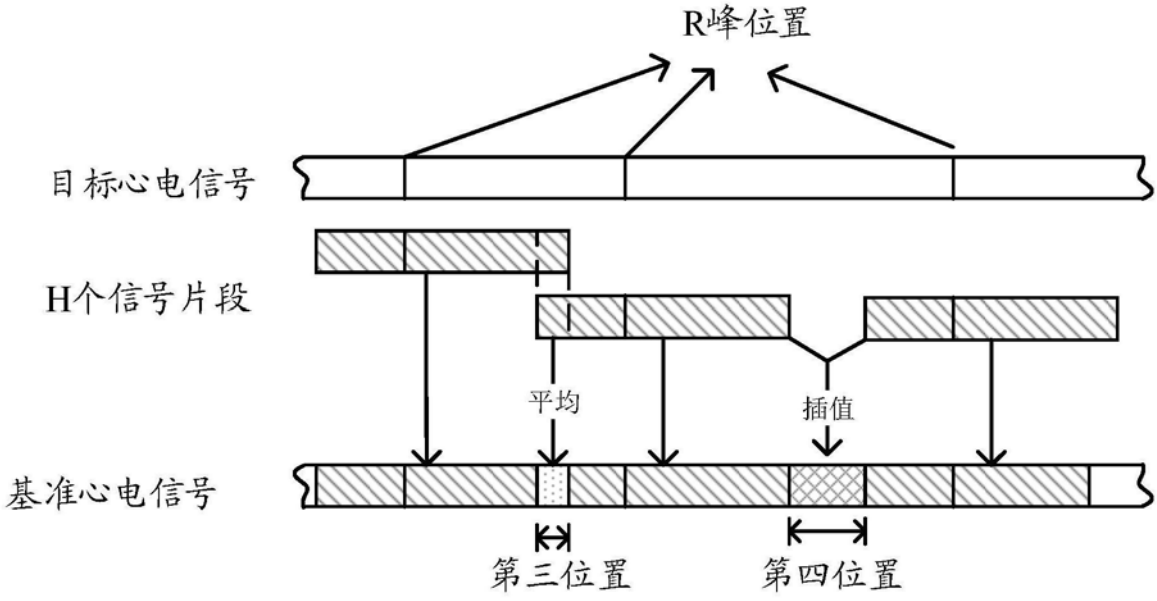

R峰位置
目标心电信号
H个信号片段
平均
插值
基准心电信号
第三位置
第四位置

图7C

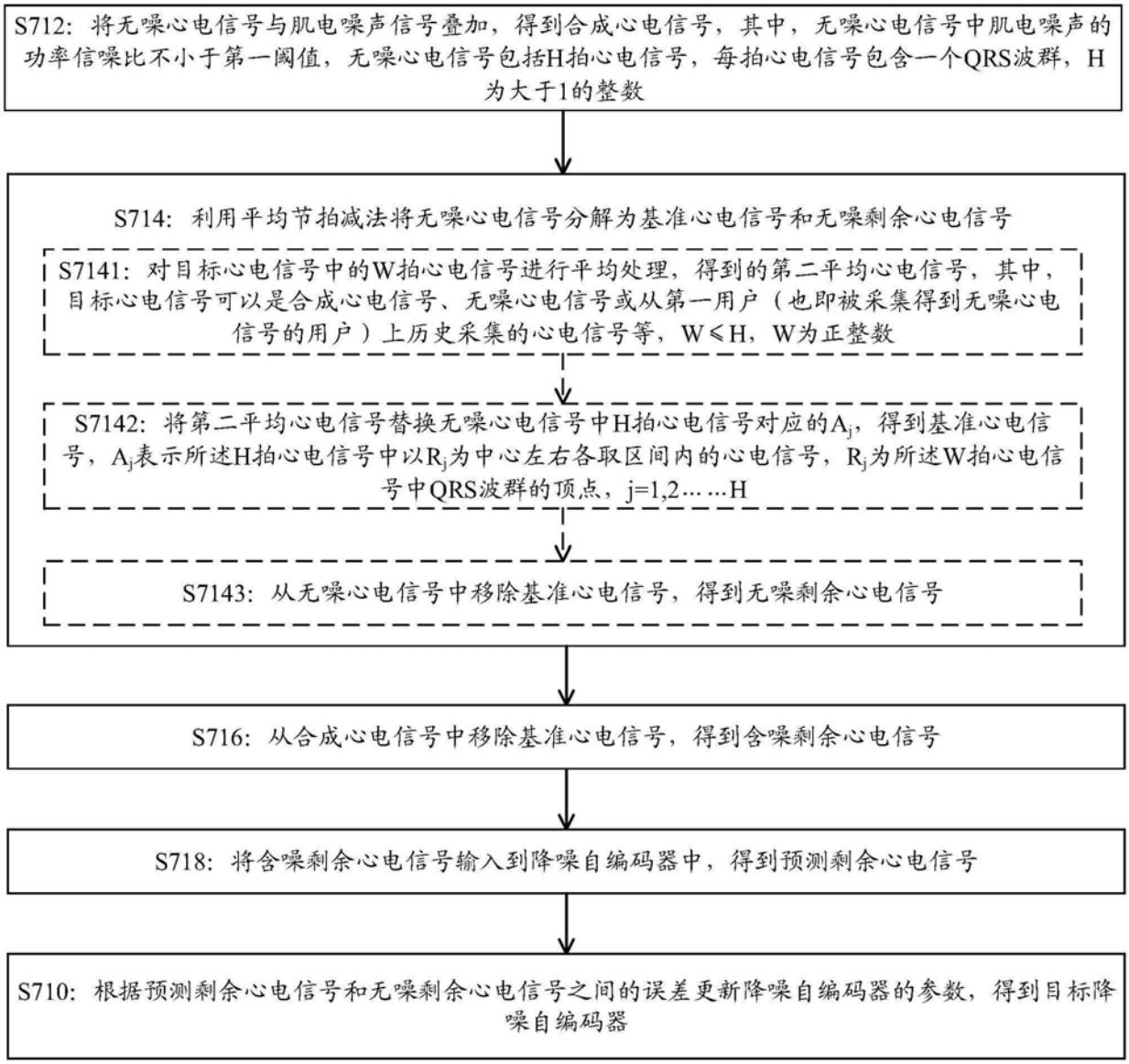

S712：将无噪心电信号与肌电噪声信号叠加，得到合成心电信号，其中，无噪心电信号中肌电噪声的功率信噪比不小于第一阈值，无噪心电信号包括H拍心电信号，每拍心电信号包含一个QRS波群，H为大于1的整数
S714：利用平均节拍减法将无噪心电信号分解为基准心电信号和无噪剩余心电信号
S7141：对目标心电信号中的W拍心电信号进行平均处理，得到的第二平均心电信号，其中，目标心电信号可以是合成心电信号、无噪心电信号或从第一用户（也即被采集得到无噪心电信号的用户）上历史采集的心电信号等，W≤H，W为正整数
S7142：将第二平均心电信号替换无噪心电信号中H拍心电信号对应的A_j，得到基准心电信号，A_j表示所述H拍心电信号中以R_j为中心左右各取区间内的心电信号，R_j为所述W拍心电信号中QRS波群的顶点，j=1,2……H
S7143：从无噪心电信号中移除基准心电信号，得到无噪剩余心电信号
S716：从合成心电信号中移除基准心电信号，得到含噪剩余心电信号
S718：将含噪剩余心电信号输入到降噪自编码器中，得到预测剩余心电信号
S710：根据预测剩余心电信号和无噪剩余心电信号之间的误差更新降噪自编码器的参数，得到目标降噪自编码器

图7D

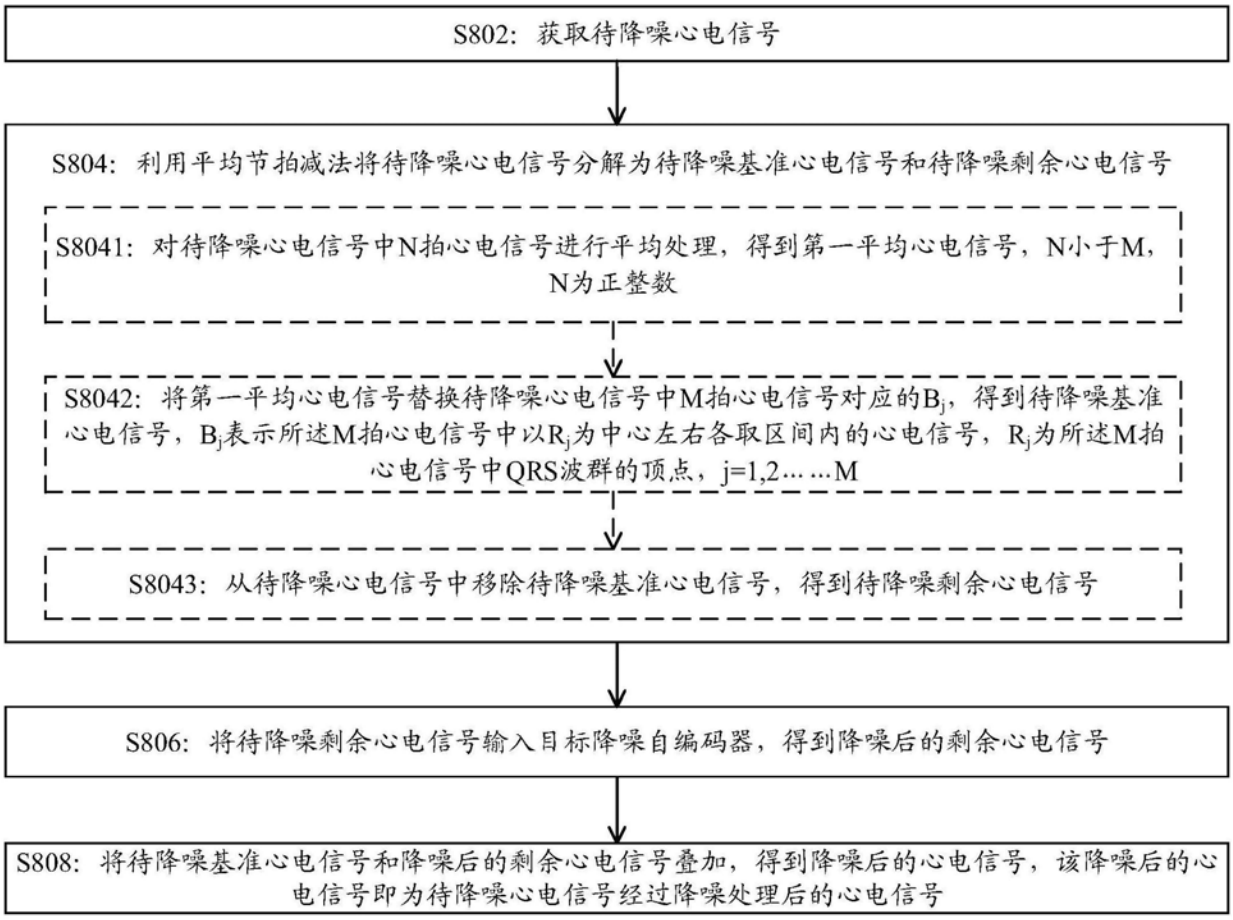

S802：获取待降噪心电信号
S804：利用平均节拍减法将待降噪心电信号分解为待降噪基准心电信号和待降噪剩余心电信号
S8041：对待降噪心电信号中N拍心电信号进行平均处理，得到第一平均心电信号，N小于M，N为正整数
S8042：将第一平均心电信号替换待降噪心电信号中M拍心电信号对应的B_j，得到待降噪基准心电信号，B_j表示所述M拍心电信号中以R_j为中心左右各取区间内的心电信号，R_j为所述M拍心电信号中QRS波群的顶点，j=1,2……M
S8043：从待降噪心电信号中移除待降噪基准心电信号，得到待降噪剩余心电信号
S806：将待降噪剩余心电信号输入目标降噪自编码器，得到降噪后的剩余心电信号
S808：将待降噪基准心电信号和降噪后的剩余心电信号叠加，得到降噪后的心电信号，该降噪后的心电信号即为待降噪心电信号经过降噪处理后的心电信号

图8A

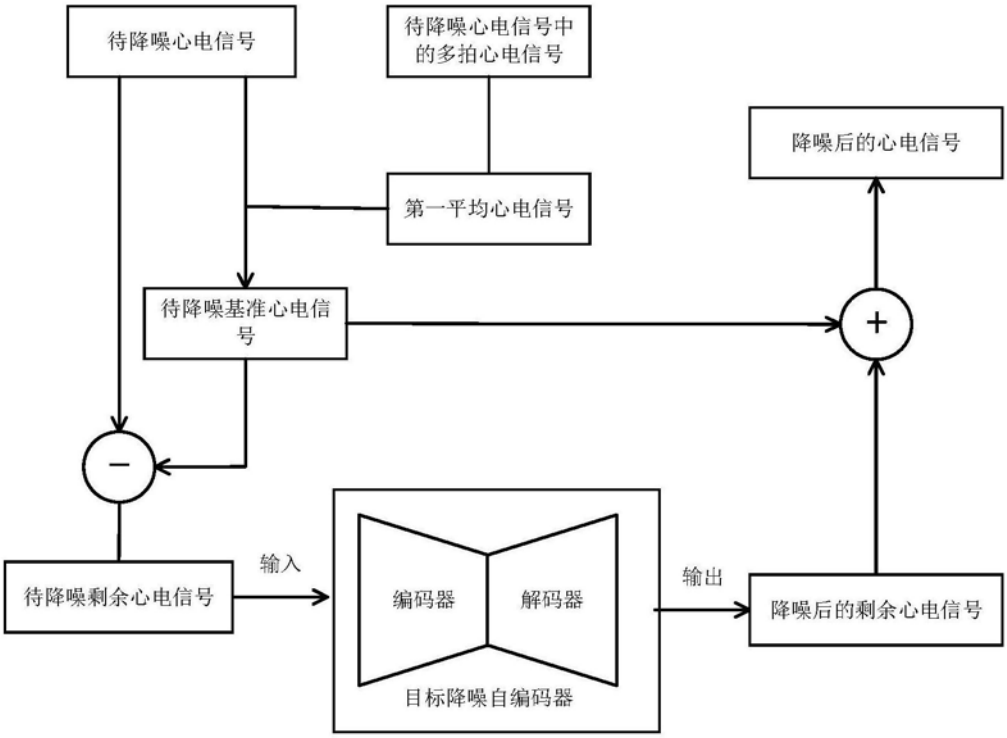

待降噪心电信号
待降噪心电信号中的多拍心电信号
降噪后的心电信号
第一平均心电信号
待降噪基准心电信号
+
−
输入
待降噪剩余心电信号
编码器
解码器
输出
降噪后的剩余心电信号
目标降噪自编码器

图8B

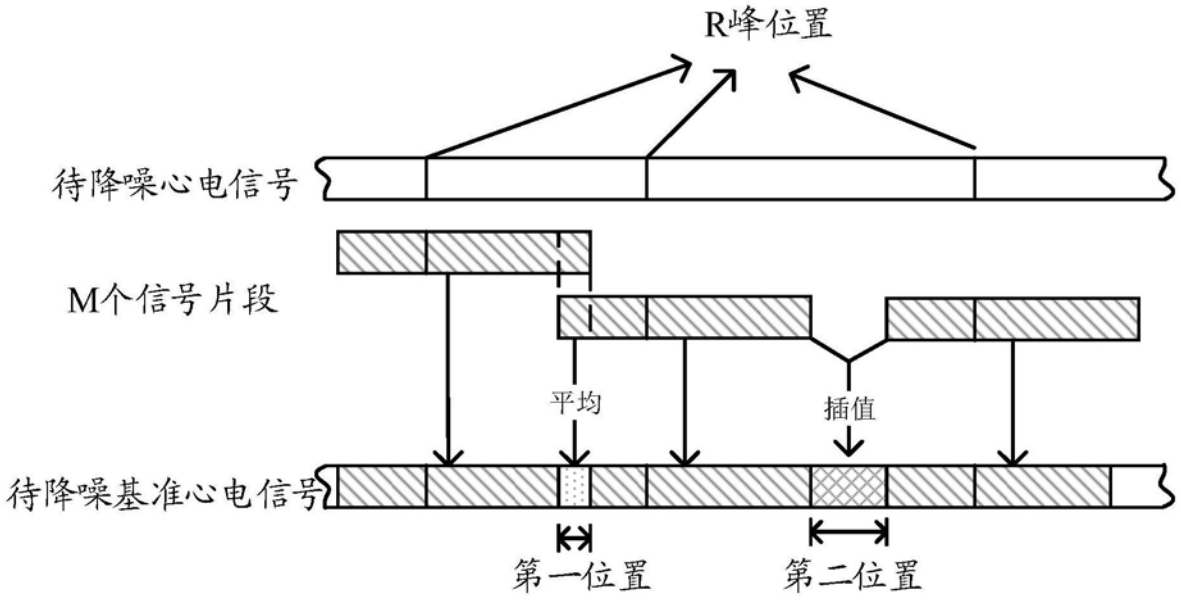

R峰位置
待降噪心电信号
M个信号片段
平均
插值
待降噪基准心电信号
第一位置
第二位置

图8C

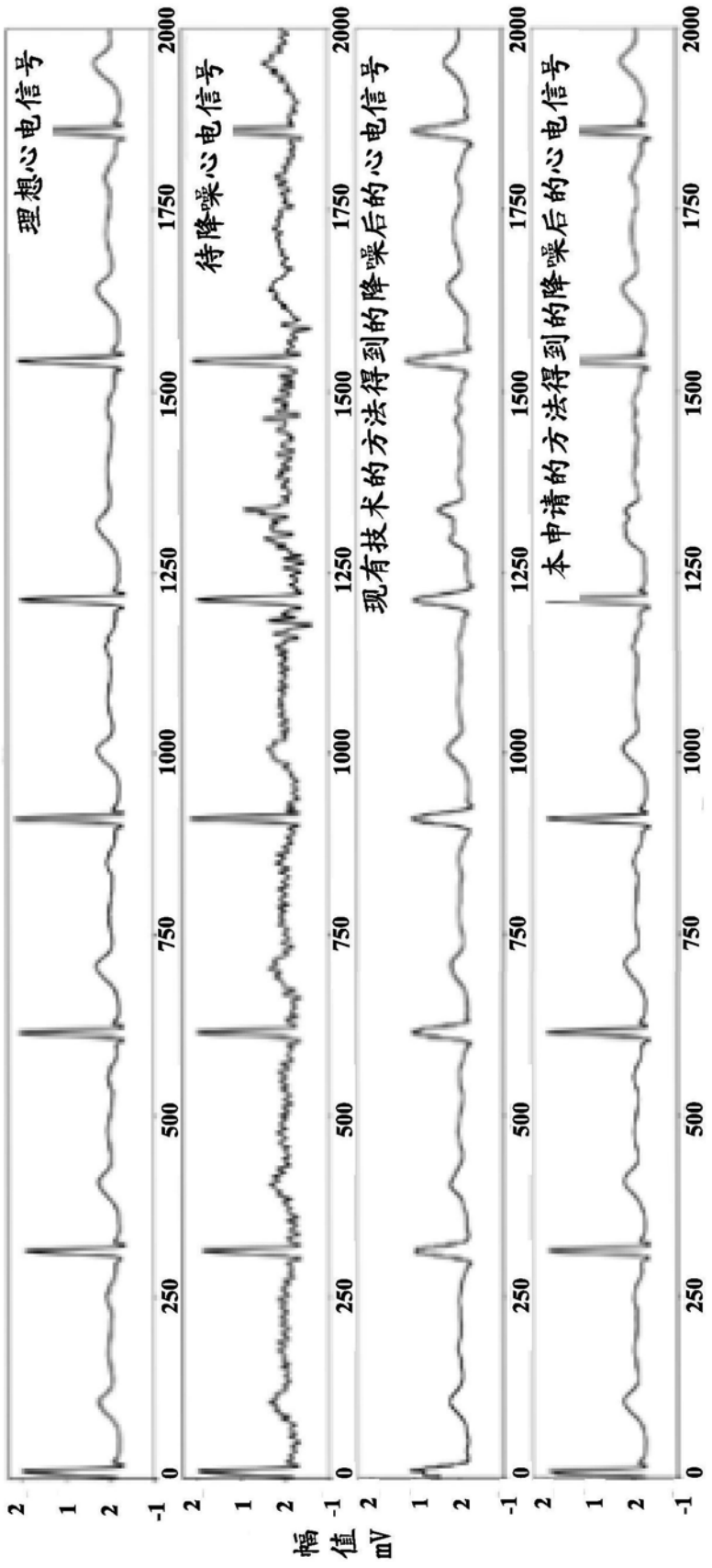

理想心电信号
待降噪心电信号
现有技术的方法得到的降噪后的心电信号
本申请的方法得到的降噪后的心电信号
幅值 mV
2
1
2
-1
0
250
500
750
1000
1250
1500
1750
2000

图8D

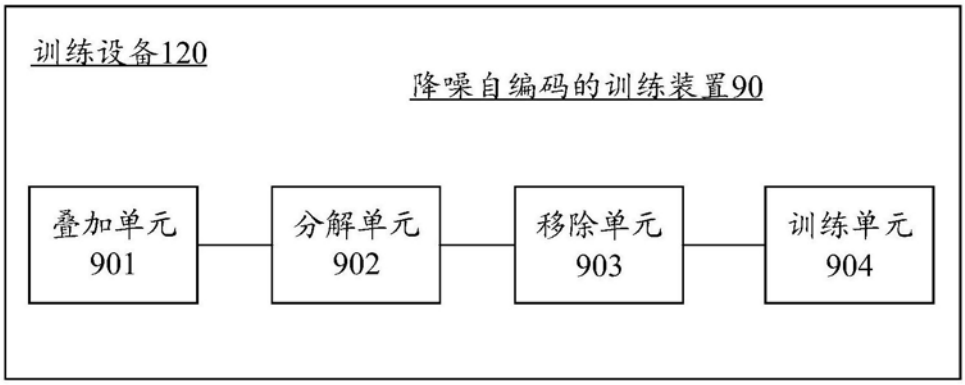

训练设备120
降噪自编码的训练装置90
叠加单元 901
分解单元 902
移除单元 903
训练单元 904

图9A

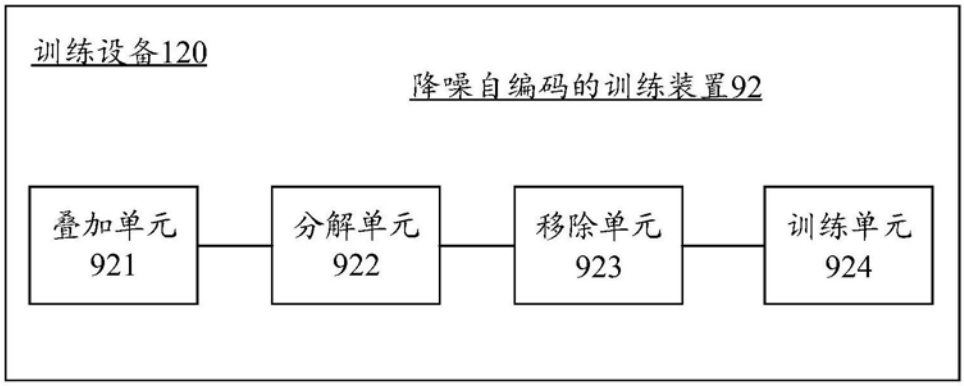

训练设备120
降噪自编码的训练装置92
叠加单元 921
分解单元 922
移除单元 923
训练单元 924

图9B

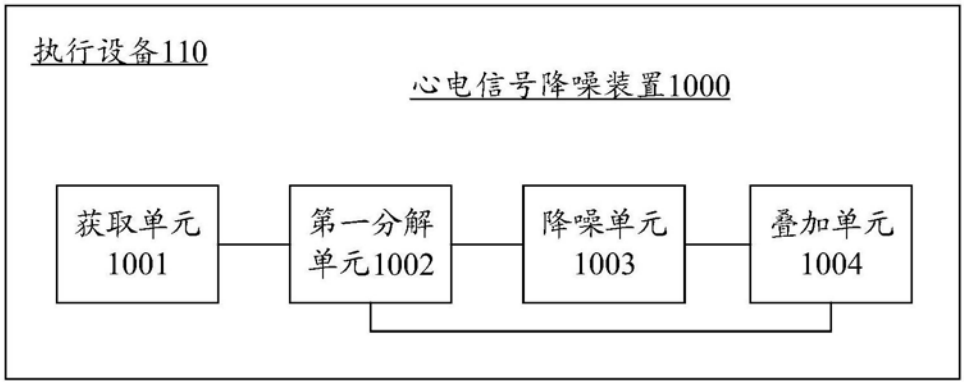

执行设备110
心电信号降噪装置1000
获取单元 1001
第一分解单元1002
降噪单元 1003
叠加单元 1004

图10

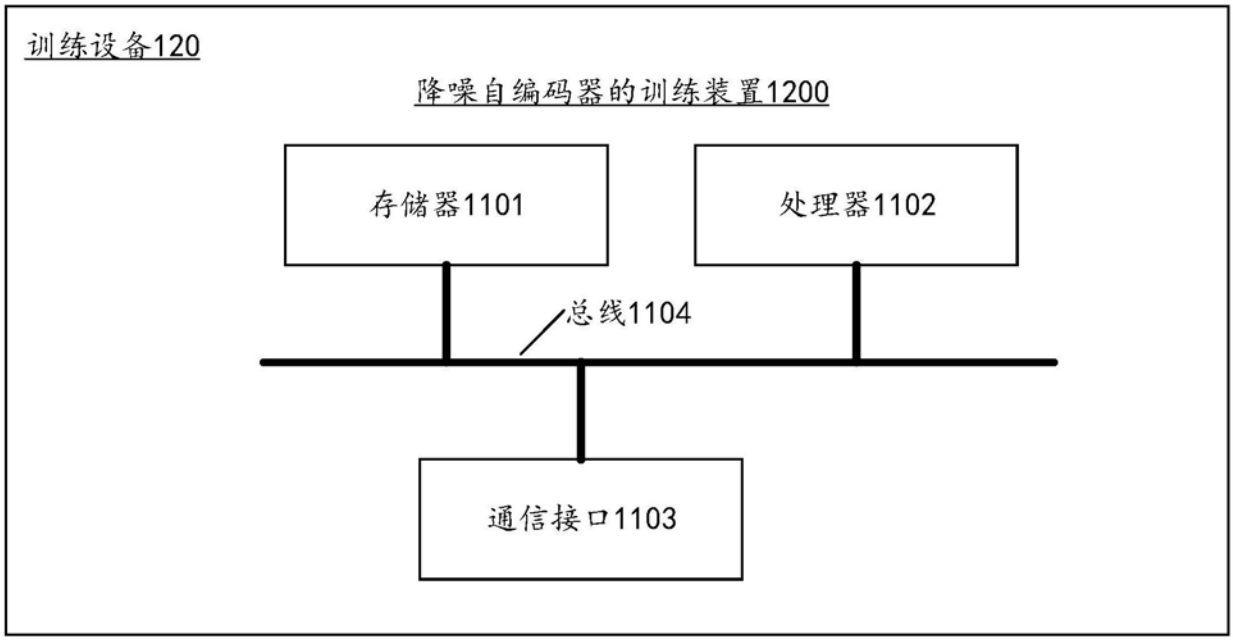

训练设备120
降噪自编码器的训练装置1200
存储器1101
处理器1102
总线1104
通信接口1103

图11

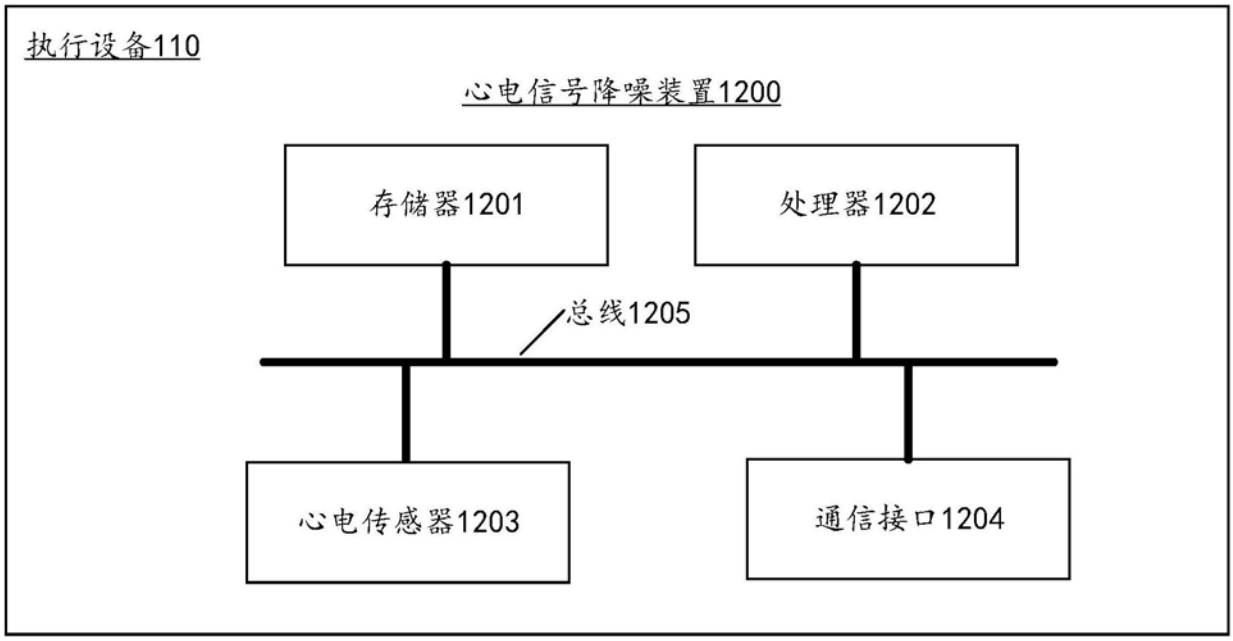
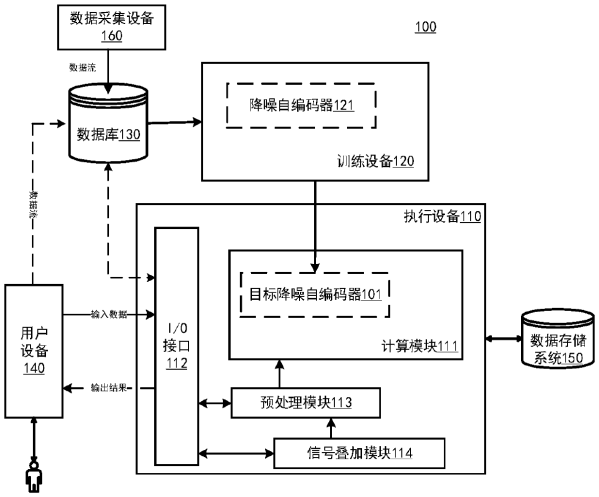

执行设备110
心电信号降噪装置1200
存储器1201
处理器1202
总线1205
心电传感器1203
通信接口1204

图12

专利名称(译)	降噪自编码器的训练方法、心电信号的降噪方法及相关装置、设备		
公开(公告)号	CN110141215A	公开(公告)日	2019-08-20
申请号	CN201910399830.9	申请日	2019-05-14
[标]申请(专利权)人(译)	清华大学 华为技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	清华大学 华为技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	清华大学 华为技术有限公司		
[标]发明人	王贵锦 黄勇锋 张宇		
发明人	王贵锦 黄勇锋 丁子建 张宇		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0452 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/0452 A61B5/681 A61B5/7203 A61B5/7235 A61B5/7253 A61B5/7267		
代理人(译)	熊永强		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请提供了一种降噪自编码器的训练方法、心电信号的降噪方法及相关装置、设备，利用人工智能进行心电信号的降噪，可应用于智能检测心电图等领域，该方法从待降噪心电信号中提取出包括该待降噪心电信号的R峰位置、R-R间距等明显特征的待降噪基准心电信号，通过目标降噪自编码器对待降噪心电信号去除待降噪基准心电信号之后的待降噪剩余心电信号进行降噪，避免目标降噪自编码器对待降噪心电信号中明显特征的降噪处理，使得待降噪基准心电信号和降噪后的剩余心电信号叠加得到降噪后的心电信号可以更好地保留待降噪心电信号中的R峰位置，减少降噪后的心电信号的失真。