



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106419869 A

(43)申请公布日 2017. 02. 22

(21)申请号 201610720271.3

(22)申请日 2016.08.24

(71)申请人 电子科技大学

地址 610000 四川省成都市高新区(西区)
西源大道2006号

(72)发明人 李科 许良 韩映萍 李扬帆
曾东

(74)专利代理机构 成都顶峰专利事务所(普通
合伙) 51224

代理人 李崧岩

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

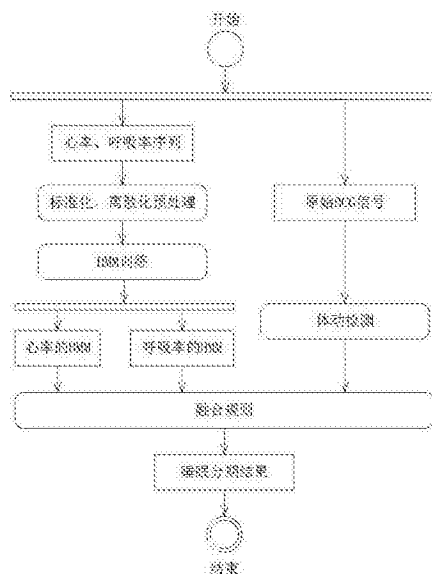
权利要求书1页 说明书3页 附图2页

(54)发明名称

一种基于压电传感器的实时睡眠分期检测方法及其装置

(57)摘要

本发明公开了一种基于压电传感器的实时睡眠分期检测方法及其装置,通过睡压电感知床垫采集长时间眠的BCG(Ballistocardiographic,即心冲击图)信号,该信号混合了睡眠过程中的心跳、呼吸和体动信息。采用融合多信号的睡眠分期算法,将隐马尔科夫模型运用到睡眠呼吸数据的研究中,希望通过融合心率和呼吸率的隐马尔可夫模型在不同分期的优点,并结合体动检测算法降低体动对基于心跳和呼吸信号分期的影响,同时增强体动检测算法对觉醒状态与睡眠状态的分辨能力,从而提高基于压电感知信号的长时间自动睡眠分期准确率。并且将算法部署到服务器,实现自动睡眠分期。



1. 一种基于压电传感器的实时睡眠分期检测方法,其特征在于,步骤如下:

步骤一:通过压电感知传感器采集的心冲击图,该信号混合了睡眠过程中的心跳、呼吸和体动信息;

步骤二:将心冲击图带入隐马尔科夫模型中,通过融合心冲击图的心率和呼吸率的隐马尔科夫模型的不同分期,训练得到若干不同睡眠分期的隐马尔科夫模型;

步骤三:心冲击图结合体动检测算法降低体动对基于心跳和呼吸的信号分期的影响,增强体动检测算法对觉醒状态与睡眠状态的分辨能力;

步骤四:设立融合规则,融合了三种信号:心率的隐马尔科夫模型、呼吸率的隐马尔科夫模型、体动的隐马尔科夫模型融合至融合规则,进而对睡眠数据进行判定。

2. 根据权利要求1所述的一种基于压电传感器的实时睡眠分期检测方法,其特征在于,步骤二中训练得到六个不同睡眠分期的隐马尔科夫模型。

3. 根据权利要求2所述的一种基于压电传感器的实时睡眠分期检测方法,其特征在于,在训练中,将心率和呼吸率序列进行分段处理后得到测试集的观察序列,通过实现前向算法求得各个隐马尔科夫模型,得到该观察序列的概率,比较心率和呼吸率的六个HMM输出的概率,最大概率对应的隐马尔科夫模型所属的睡眠分期即为该段数据的睡眠分期,最后将六分期转换为四分期。

4. 根据权利要求1所述的一种基于压电传感器的实时睡眠分期检测方法,其特征在于,步骤二中,在训练前对心跳和呼吸信息用中值替代法进行预处理,从而得到观察序列。

5. 实现权利要求1-4任意一项所述的一种基于压电传感器的实时睡眠分期检测方法的装置,其特征在于,包括:压电感知床垫、移动终端、云服务器,其中,压电感知床垫与移动终端、云服务器分别相连,移动终端与服务器相连,使得两个能够互通数据。

一种基于压电传感器的实时睡眠分期检测方法及其装置

技术领域

[0001] 本发明涉及睡眠数据采集领域,特别是一种基于压电传感器的实时睡眠分期检测方法及其装置。

背景技术

[0002] 在睡眠过程中,脑电图发生各种不同变化,这些变化随着睡眠的深度而不同。根据脑电图的不同特征,又将睡眠分为两种状态:非眼球快速运动睡眠(又称正相睡眠、慢波睡眠、同步睡眠、安静睡眠、NREM睡眠)和眼球快速运动睡眠(又称异相睡眠、快波睡眠、去同步化睡眠、活跃睡眠、REM睡眠,还称雷姆期现象),二者以是否有眼球阵发性快速运动及不同的脑电波特征相区别。目前现有的睡眠分期检测方法如下:

1. 基于睡眠脑电信号的睡眠分期方法,采用预设的时频分析方法对预设的各睡眠阶段的原始脑电信号进行分析,获取各睡眠阶段的脑电信号特征信息;根据所述脑电信号特征信息建立各睡眠阶段的脑电信号特征模型;基于所述脑电信号特征模型对待处理脑电信号进行睡眠分期。但是,在采集脑电信号时,需要在身上粘贴各种电极,采集的信号处于非自然状态下的数据,而且所需采集装置比较繁重,不利于便携式测量。

[0003] 2. 一种基于双重特征筛选的自动睡眠分期方法,首先提取被测试者的两导睡眠脑电信号和一导水平眼电信号,并对原始脑电和眼电信号进行滤波处理;再从滤波后的脑电和眼电信号中提取多个特征。然后采用Fisher得分法和顺序前进法相结合的双重特征筛选方法,进行最优特征子集的选择,最后,通过使用支持向量机分类器对优化特征进行识别,完成睡眠的自动分期。该方法可以很好地提高自动睡眠分期的客观性、准确性和简便性,但是在进行分期计算时不可以实时计算,而且采集脑电信号和眼电信号的装置不便于携带,使用户的睡眠体验变差。

[0004] 3. 一种基于实时神经网络的半自动睡眠分期装置,由将待分析睡眠数据进行实时神经网络分析的处理模块、将待分析数据进行分析处理后实时存储的存储模块、对其他模块进行实时有效控制的控制模块、对分期结果的数据和图形进行可视化显示的显示模块依次相连构成。该装置操作简单,能够对不同个体的睡眠分期做出实时高效的预测,具有分期准确率高、分类实时性好等特点。但是其缺点为,实用性差,所需的装置不便于携带,采集的数据是非自然状态下的睡眠数据。

[0005] 4. 一种睡眠质量监测方法及系统,通过脉搏监测装置获取被监测者睡眠时的脉搏数据,并将脉搏数据传输至智能终端;智能终端通过聚类函数算法将脉搏数据进行分类;智能终端将脉搏数据的分类结果与睡眠分期建立映射关系;智能终端根据脉搏数据的分类结果与睡眠分期的映射关系判断被监测者的睡眠质量,并根据被监测者的睡眠质量将睡眠管理数据库中相应的睡眠建议进行输出,通过监测被监测者的脉搏准确判断被监测者的睡眠质量,并提供相应的睡眠建议。但是该睡眠质量检测方法分期标准为单一的脉搏检测数据,分期结果准确率偏低,客观性差。

[0006] 5. 基于脑电、心率变异及两者相干性的自动睡眠分期方法,提取被测试者的脑电

信号和心率变异信号,从脑电信号、心率变异信号中共提取9个特征向量,对9个特征向量进行主成分分析,特征提取后,使用支持向量机分类器对特征进行识别,进行自动睡眠分期。该方法可有效地提高自动睡眠分期系统准确性,但是该方法的缺点为便携性差,采集脑电数据时会影响用户的睡眠,结果具有非客观性。

发明内容

[0007] 针对上述现有技术存在的问题,本发明提供一种基于压电传感器的实时睡眠分期检测方法及其装置。

[0008] 一种基于压电传感器的实时睡眠分期检测方法,其步骤如下:

步骤一:通过压电感知传感器采集的心冲击图,该信号混合了睡眠过程中的心跳、呼吸和体动信息;

步骤二:将心冲击图带入隐马尔科夫模型中,通过融合心冲击图的心率和呼吸率的隐马尔科夫模型的不同分期,训练得到若干不同睡眠分期的隐马尔科夫模型;

步骤三:心冲击图结合体动检测算法降低体动对基于心跳和呼吸信号分期的影响,增强体动检测算法对觉醒状态与睡眠状态的分辨能力;

步骤四:设立融合规则,融合了三种信号:心率的隐马尔科夫模型、呼吸率的隐马尔科夫模型、体动的隐马尔科夫模型融合至融合规则,进而对睡眠数据进行判定。

[0009] 进一步地,步骤二中训练得到六个不同睡眠分期的隐马尔科夫模型。

[0010] 进一步地,在训练中,将心率和呼吸率序列进行分段处理后得到测试集的观察序列,通过实现前向算法求得各个隐马尔科夫模型得到该观察序列的概率,比较心率和呼吸率的六个HMM输出的概率,最大概率对应的隐马尔科夫模型所属的睡眠分期即为该段数据的睡眠分期,最后将六分期转换为四分期。

[0011] 进一步地,步骤二中,在训练前对心跳和呼吸信息用中值替代法进行预处理,从而得到观察序列。

[0012] 基于上述的一种基于压电传感器的实时睡眠分期检测方法的装置,包括:压电感知床垫、移动终端、云服务器,其中,压电感知床垫与移动终端、云服务器分别相连,移动终端与服务器相连,使得两个能够互通数据。

[0013] 与现有技术相比,本发明通过融合多种生理数据的睡眠分期算法的分期结果,可以实现床垫采集的BCG(心冲击图)信号的睡眠分期,在觉醒期、浅睡眠期和深睡眠期的识别上比较灵敏。分期算法可以较好地判定上床后入睡前以及醒来后起床前的一段觉醒期。完全入睡之后,浅睡眠期与深睡眠期交替出现,而且越接近睡醒时间逐渐缩短,符合一般睡眠结构的规律,判断分期准确。采集BCG时,只需被采集对象躺在床上正常睡眠即可,不会影响其睡眠质量,进而再次提高了睡眠分期测量的准确性。

附图说明

[0014] 图1为本发明的整体流程框图。

[0015] 图2为训练流程框图。

具体实施方式

[0016] 下面结合附图和实施例对本发明作进一步说明,本发明的实施方式包括但不限于下列实施例。

[0017] 实施例一

如图1和图2所示的一种基于压电传感器的实时睡眠分期检测方法,步骤如下:

步骤一:通过压电感知传感器采集的心冲击图,该信号混合了睡眠过程中的心跳、呼吸和体动信息。

[0018] 步骤二:,将心冲击图带入隐马尔科夫模型中,通过融合心冲击图的心率和呼吸率的隐马尔科夫模型的不同分期,训练得到若干不同睡眠分期的隐马尔科夫模型。

[0019] 步骤三:心冲击图结合体动检测算法降低体动对基于心跳和呼吸信号分期的影响,增强体动检测算法对觉醒状态与睡眠状态的分辨能力。

[0020] 步骤四:设立融合规则,融合了三种信号:心率的隐马尔科夫模型、呼吸率的隐马尔科夫模型、体动的隐马尔科夫模型融合至融合规则,进而对睡眠数据进行判定。

[0021] 其中,步骤二中训练得到六个不同睡眠分期的隐马尔科夫模型。

[0022] 在训练中,将心率和呼吸率序列进行分段处理后得到测试集的观察序列,通过实现前向算法求得各个隐马尔科夫模型得到该观察序列的概率,比较心率和呼吸率的六个HMM输出的概率,最大概率对应的隐马尔科夫模型所属的睡眠分期即为该段数据的睡眠分期,最后将六分期转换为四分期。

[0023] 步骤二中,在训练前对心跳和呼吸信息采用中值替代法进行预处理,从而得到观察序列。

[0024] 基于HMM运用心率和呼吸数据进行睡眠分期,需要对各个睡眠分期分别建立对应的HMM,并确定各个分期HMM的参数:隐藏状态空间 Q 以及隐藏状态个数 N ,可观察到的状态空间 O 以及可观察状态数 M ,状态转移概率矩阵 A ,混淆矩阵 B 和初初始状态概率分布 π 。

[0025] 在建立HMM的分析睡眠的结构之前,首先应对得到的心率和呼吸序列进行预处理,从而得到观察序列,并确定观察状态空间 O 以及可观察状态数 M 。不同人的心率和呼吸率是存在明显差异的,为了降低由个体差异造成的影响,需要将数据进行标准化。

[0026] 通过使用开放数据库MIT-BIH Polysomnographic Database提供的多导睡眠图数据作为睡眠分期算法的训练集,然后基于一次完整睡眠监测的多导睡眠数据进行准确率的测试并调整算法。

[0027] 建模的过程如2所示,将对6个睡眠分期各建立一个与之对应的HMM,每个模型参数 A , B 和 π 的初始值是随机选取的。本研究HMM的训练通过实现Baum-Welch算法,每个HMM的训练要输入对应睡眠分期观察值序列的训练样本。

[0028] 实施例二

一种基于压电传感器的实时睡眠分期检测方法的装置,包括:压电感知床垫、移动终端、云服务器,其中,压电感知床垫与移动终端、云服务器分别相连,移动终端与服务器相连,使得两个能够互通数据。压电感知床垫内带有通讯模块,使其能够与移动终端、云服务器分别相连,当电压感知床垫检测到BCG信号后同时发送给移动终端,同时也将信息发送至云服务器进行储存,用户也可以随时从云服务器调取数据进行查看。

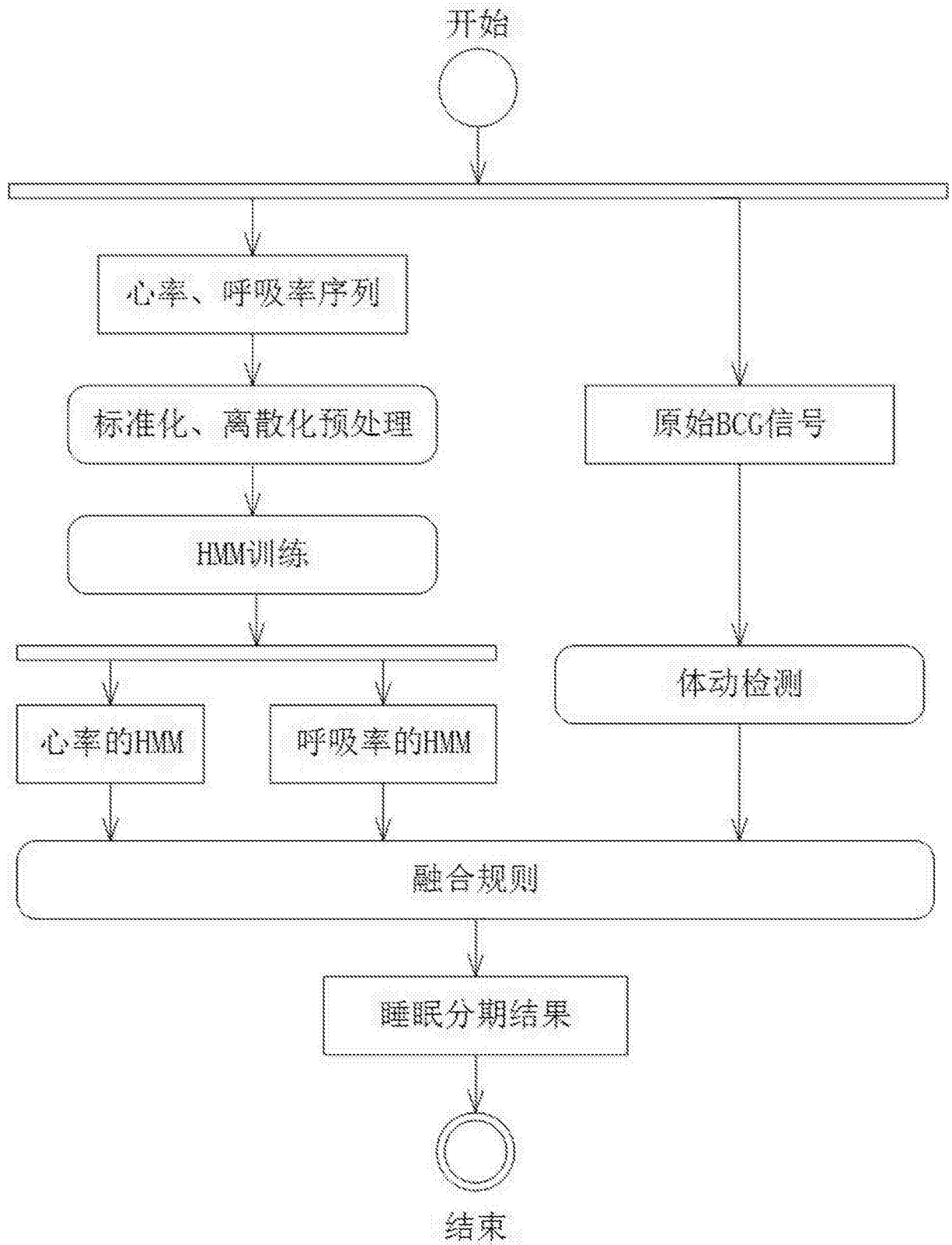


图1

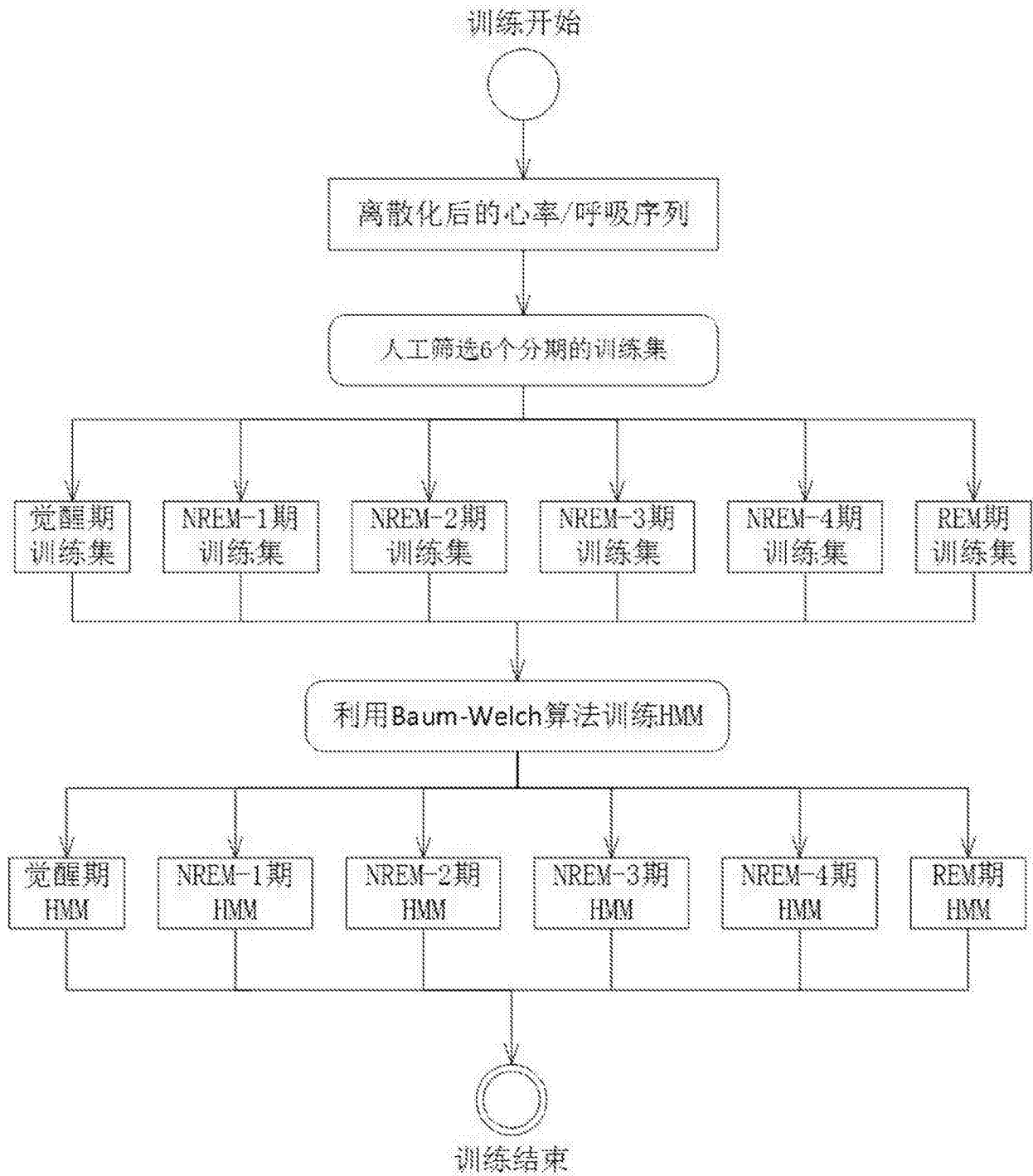


图2

专利名称(译)	一种基于压电传感器的实时睡眠分期检测方法及其装置		
公开(公告)号	CN106419869A	公开(公告)日	2017-02-22
申请号	CN201610720271.3	申请日	2016-08-24
[标]申请(专利权)人(译)	电子科技大学		
申请(专利权)人(译)	电子科技大学		
当前申请(专利权)人(译)	电子科技大学		
[标]发明人	李科 许良 韩映萍 李扬帆 曾东		
发明人	李科 许良 韩映萍 李扬帆 曾东		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/11 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/024 A61B5/0816 A61B5/1118 A61B5/4809 A61B5/4812 A61B5/4815 A61B5/6891 A61B5/6892 A61B5/7267 A61B2562/0247		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于压电传感器的实时睡眠分期检测方法及其装置,通过睡压电感知床垫采集长时间眠的BCG(Ballistocardiographic,即心冲击图)信号,该信号混合了睡眠过程中的心跳、呼吸和体动信息。采用融合多信号的睡眠分期算法,将隐马尔科夫模型运用到睡眠呼吸数据的研究中,希望通过融合心率和呼吸率的隐马尔可夫模型在不同分期的优点,并结合体动检测算法降低体动对基于心跳和呼吸信号分期的影响,同时增强体动检测算法对觉醒状态与睡眠状态的分辨能力,从而提高基于压电感知信号的长时间自动睡眠分期准确率。并且将算法部署到服务器,实现自动睡眠分期。

