



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110151173 A

(43)申请公布日 2019.08.23

(21)申请号 201910494063.X

(22)申请日 2019.06.08

(71)申请人 龙岩学院

地址 364012 福建省龙岩市东肖北路一号

(72)发明人 曾玮 王清辉 王颖 刘凤琳

袁成志 李梦清

(74)专利代理机构 广州中坚知识产权代理事务

所(特殊普通合伙) 44515

代理人 赖丽娟

(51)Int.Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

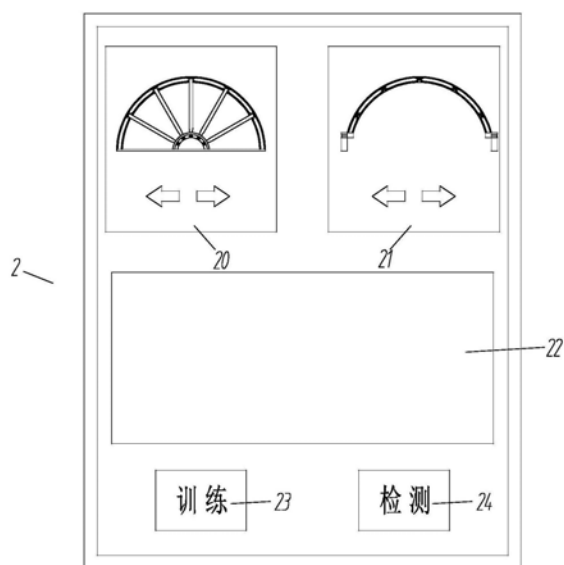
权利要求书2页 说明书9页 附图4页

### (54)发明名称

一种用于检测癫痫病灶的设备

### (57)摘要

本发明提供了一种用于检测癫痫病灶的设备,所述设备包括头套和控制器,所述控制器具有训练脑电图信号和检测脑电图信号功能,所述训练脑电图信号是为了构建动态估计器,所述检测脑电图信号是根据构建的动态估计器判断病灶区与非病灶区,并将判断结果通过控制器显示。与现有技术相比,本发明具有以下有益效果:能够准确的识别癫痫病灶区和非病灶区,便于医生规划大脑的手术区域。



1. 一种用于检测癫痫病灶的设备,其特征在于:所述设备包括头套(1)和控制器(2),所述头套(1)用于套设在患者的头部,所述控制器(2)与头套(1)通过有线或无线方式进行通讯,所述控制器(2)具有控制训练脑电图信号和检测脑电图信号功能;所述头套(1)由支撑圈(3)、连杆(4)和活动条(6)组成,所述连杆(4)呈弧形两端在前后方向与支撑圈(3)连接,支撑圈(3)的两侧设置有支撑耳(5),支撑耳(5)上设置有弧形滑轨(5.1),活动条(6)呈弧形两端设置有从动轮(7),所述从动轮(7)支撑在滑轨(5.1)上,从动轮(7)能够在滑轨(5.1)上滚动,所述连杆(4)上沿连杆(4)的延伸方向设置有第一导轨,活动条(6)通过活动条移动装置能够沿着第一导轨移动,从而带动从动轮(7)在滑轨(5.1)上滚动,所述活动条(6)上设置有第二导轨,第二导轨上设置有电极移动装置,所述控制器(2)上设置有活动条调节区(20)、电极调节区(21)、显示屏(22)、训练按钮(23)、检测按钮(24)和MPU。

2. 如权利要求2所述的一种用于检测癫痫病灶的设备,其特征在于:所述活动条移动装置包括第一滚轮(8)、第一微型电机(9)和第一驱动轮(10),所述第一滚轮(8)设置有多,用于将活动条(6)支撑在第一导轨上,并使活动条(6)能够在第一导轨上移动,所述活动条(6)上固定有第一微型电机(9),所述第一微型电机(9)的输出轴连接第一驱动轮(10),所述第一驱动轮(10)与第一导轨接触,能够驱动活动条(6)旋转。

3. 如权利要求2所述的一种用于检测癫痫病灶的设备,其特征在于:所述电极移动装置四个角上安装有第二滚轮(11),用于支撑电极移动装置使其能够在第二导轨上移动,所述电极移动装置的上部固定有第二微型电机(12),所述第二微型电机(12)的输出轴连接第二驱动轮(13),所述第二驱动轮(13)与第二导轨接触,能够驱动电极移动装置在第二导轨上移动,所述电极移动装置内部设置有空腔(14),所述空腔(14)内左右侧壁设置有限位板(15),在限位板(15)的上方设置有气囊(16),气囊(16)的下方设置有电极(17),电极(17)的两侧连接支撑板(18),所述支撑板(18)通过弹簧(19)支撑在空腔(14)内。

4. 如权利要求3所述的一种用于检测癫痫病灶的设备,其特征在于:所述活动条(6)设置有多,所述活动条调节区(20)上设置有活动条选择区和方向调节按钮,手动选择需要调节的活动条(6),然后通过方向调节按钮控制活动条(6)在第一导轨上移动。

5. 如权利要求4所述的一种用于检测癫痫病灶的设备,其特征在于:所述电机移动装置设置有多,所述电极调节区(21)上设置有电极移动装置选择区和方向调节按钮,手动选择需要调节的电极移动装置,然后通过方向调节按钮控制电极移动装置在第二导轨上移动。

6. 使用如权利要求1-5任一项所述的设备的方法,其特征在于:所述方法包括如下步骤:

S1) 按下训练按钮(23)训练脑电图信号;

S2) 按下检测按钮(24)开始癫痫病灶区域的检测。

7. 如权利要求6所述的方法,其特征在于:

所述步骤S1具体包括:

S11) 读取用于训练的癫痫患者病灶区和非病灶区的脑电图信号;

S12) 对脑电图信号进行经验模态分解,提取出固有模态分量的主要成分;

S13) 对提取处的固有模态分量的主要成分进行相空间重构,计算欧氏距离;

S14) 基于径向基函数神经网络,将前述计算得到的欧式距离作为径向基函数神经网络

的输入信号,对脑电系统动力学进行建模和辨识;

S15) 构建训练好的脑电图信号模式库;

S16) 构建一组动态估计器。

所述步骤S2具体包括:

S21) MPU控制电极采集患者的脑电图信号;

S22) 对脑电图信号进行经验模态分解,提取出固有模态分量的主要成分;

S23) 对提取出的固有模态分量的主要成分进行相空间重构,计算欧氏距离;

S24) 利用动态估计器进行病灶区与非病灶区分类;

S25) 在显示屏上显示判断结果;

所述判断结果包括癫痫病灶区和非病灶区,所述病灶区和非病灶区使用不同的颜色进行显示。

8. 如权利要求7所述的方法,其特征在于:所述步骤S21) 具体如下:将头部分成多个待测区域,MPU控制第一微型电机,使电极(17)到达一个划分的头部区域,然后MPU控制第二微型电极调节电极(17)在当前区域的位置,采集脑电图信号,并选择出最佳的测量数据,同理将电极移动到下一个待测区域进行脑电图信号采集,最后将多个待测区域的脑电图信号进行整合。

## 一种用于检测癫痫病灶的设备

### 技术领域

[0001] 本发明属于医疗仪器领域,具体涉及一种用于检测癫痫病灶的设备。

### 背景技术

[0002] 脑电信号 (EEG) 可用于识别不同疾病状态下的人脑。尽管如此,由于 EEG 信号的非静止性质,仅仅通过视觉检查来检测 EEG 的微妙和重要差异是困难的。

[0003] 具体而言,为了在部分性癫痫的情况下找到医学治疗的致痫灶,需要能够准确且自动地检测和区分病灶区和非病灶区的 EEG 信号的智能系统。这将有助于临床医生在手术前找到癫痫病灶。

[0004] 癫痫是由于异常和过度的大脑神经元活动引起的慢性神经系统疾病,其中 EEG 信号是评估癫痫最常用和最有效的临床技术。

[0005] 病灶性癫痫是癫痫的一种形式,其中癫痫的发作发生在大脑的有限区域。病灶性脑电图作为一种脑电图信号,它是从检测到第一次发作性脑电图 (癫痫发作) 变化的大脑区域记录的。另一方面,非病灶性脑电图被称为从癫痫发作未涉及的脑区记录的另一种脑电图信号。

[0006] 癫痫患者通常对抗癫痫药物反应不佳,因此需要手术切除导致癫痫的大脑部分以消除这种疾病。导致癫痫发作的大脑部分被称为致癫痫病灶。在手术前定位致癫痫病灶的常规方法是基于临床程序的人工脑电图检查,该检查是主观的、经验的、费力的和乏味的。

[0007] 因此,有必要开发一种自动和准确的技术,用于病灶性和非病灶性 EEG 信号的分类,这可以帮助医生识别致癫痫病灶,以便规划大脑的手术区域。

### 发明内容

[0008] 鉴于上述技术问题,本发明提供了一种用于检测癫痫病灶的设备,旨在能够识别癫痫的病灶区和非病灶区。

[0009] 为解决上述技术问题,本发明的技术方案如下:

[0010] 一种用于检测癫痫病灶的设备,所述设备包括头套和控制器,所述头套用于套设在患者的头部,所述控制器与头套通过有线或无线方式进行通讯,所述控制器具有控制训练脑电图信号和检测脑电图信号功能,所述训练脑电图信号是用于构建动态估计器,所述检测脑电图信号是根据构建的动态估计器判断癫痫的病灶区与非病灶区,并将判断结果通过控制器显示;所述头套由支撑圈、连杆和活动条组成,所述连杆呈弧形两端在前后方向与支撑圈连接,支撑圈的两侧设置有支撑耳,支撑耳上设置有弧形滑轨,活动条呈弧形两端设置有从动轮,所述从动轮支撑在滑轨上,从动轮能够在滑轨上滚动,所述连杆上沿连杆的延伸方向设置有第一导轨,活动条通过活动条移动装置能够沿着第一导轨移动,从而带动从动轮在滑轨上滚动,所述活动条上设置有第二导轨,第二导轨上设置有电极移动装置,所述控制器上设置有活动条调节区、电极调节区、显示屏、训练按钮、检测按钮和 MPU。

[0011] 进一步地,所述活动条移动装置包括第一滚轮、第一微型电机和第一驱动轮,所述

第一滚轮设置有多，用于将活动条支撑在第一导轨上，并使活动条能够在第一导轨上移动，所述活动条上固定有第一微型电机，所述第一微型电机的输出轴连接第一驱动轮，所述第一驱动轮与第一导轨接触，能够驱动活动条旋转。

[0012] 进一步地，所述电极移动装置四个角上安装有第二滚轮，用于支撑电极移动装置使其能够在第二导轨上移动，所述电极移动装置的上部固定有第二微型电机，所述第二微型电机的输出轴连接第二驱动轮，所述第二驱动轮与第二导轨接触，能够驱动电极移动装置在第二导轨上移动，所述电极移动装置内部设置有空腔，所述空腔内左右侧壁设置有限位板，在限位板的上方设置有气囊，气囊的下方设置有电极，电极的两侧连接支撑板，所述支撑板通过弹簧支撑在空腔内。

[0013] 进一步地，所述活动条设置有多，所述活动条调节区上设置有活动条选择区和方向调节按钮，手动选择需要调节的活动条，然后通过方向调节按钮控制活动条在第一导轨上移动。

[0014] 进一步地，所述电机移动装置设置有多，所述电极调节区上设置有电极移动装置选择区和方向调节按钮，手动选择需要调节的电极移动装置，然后通过方向调节按钮控制电极移动装置在第二导轨上移动。

[0015] 一种使用用于检测癫痫病灶的设备的方法，所述方法包括如下步骤：

[0016] S1) 按下训练按钮训练脑电图信号；

[0017] S2) 按下检测按钮开始癫痫病灶区域的检测。

[0018] 进一步地，

[0019] 所述步骤S1具体包括：

[0020] S11) 读取用于训练的癫痫患者病灶区和非病灶区的脑电图信号；

[0021] S12) 对脑电图信号进行经验模态分解，提取出固有模态分量的主要成分；

[0022] S13) 对提取出的固有模态分量的主要成分进行相空间重构，计算欧氏距离；

[0023] S14) 基于径向基函数神经网络，将前述计算得到的欧式距离作为径向基函数神经网络的输入信号，对脑电系统动力学进行建模和辨识；

[0024] S15) 构建训练好的脑电图信号模式库；

[0025] S16) 构建一组动态估计器。

[0026] 所述步骤S2具体包括：

[0027] S21) MPU控制电极采集患者的脑电图信号；

[0028] S22) 对脑电图信号进行经验模态分解，提取出固有模态分量的主要成分；

[0029] S23) 对提取出的固有模态分量的主要成分进行相空间重构，计算欧氏距离；

[0030] S24) 利用动态估计器进行病灶区与非病灶区分类；

[0031] S25) 在显示屏上显示判断结果；

[0032] 所述判断结果包括癫痫病灶区和非病灶区，所述病灶区和非病灶区使用不同的颜色进行显示。

[0033] 进一步地，所述步骤S21) 具体如下：将头部分成多个待测区域，MPU控制第一微型电机，使电极到达一个划分的头部区域，然后MPU控制第二微型电极调节电极在当前区域的位置，采集脑电图信号，并选择出最佳的测量数据，同理将电极移动到下一个待测区域进行脑电图信号采集，最后将多个待测区域的脑电图信号进行整合。

[0034] 与现有技术相比,本发明具有以下有益效果:能够准确的识别癫痫病灶区和非病灶区,便于医生规划大脑的手术区域。更为重要的是,本申请位置可调节的电极,适应不同头型的人,在具有同等数量电极的情况下能够调节电极位置达到最好的测量结果;通过电极可调节,实现在不需要那么多电极的情况下,通过移动电极,实现分区域测量,最后拼接实现最终的脑电图(即按头部区域的划分,按区域显示所有区域的脑电图),这样不需要那么多电极(现有技术都是通过需要整个头套增加多个电极)还能达到同样效果。本发明在实际使用中,可以将头部分成多个不同的区域,同时可以更改区域的划分,多次测量,准确的确定病灶区和非病灶区。

## 附图说明

[0035] 图1本发明头套佩戴图;

[0036] 图2本发明头套侧面结构示意图;

[0037] 图3本发明活动条移动装置结构示意图;

[0038] 图4本发明活动条内部结构示意图;

[0039] 图5本发明电极移动装置结构示意图;

[0040] 图6本发明控制器结构示意图;

[0041] 图中头套1、控制器2、支撑圈3、连杆4、支撑耳5、滑轨5.1、活动条6、从动轮7、第一滚轮8、第一微型电机9、第一驱动轮10、第二滚轮11、第二微型电机12、第二驱动轮13、空腔14、限位板15、气囊16、电极17、支撑板18、弹簧19、活动条调节区20、电极调节区21、显示屏22、训练按钮23、检测按钮24。

## 具体实施方式

[0042] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0043] 在本发明的描述中,需要理解的是,术语“中心”、“长度”、“宽度”、“厚度”、“上”、“下”、“前”、“后”、“左”、“右”、“竖直”、“水平”、“顶”、“底”“内”、“外”、“轴向”、“周向”等指示的方位或位置关系为基于附图所示的方位或位置关系,仅是为了便于描述本发明和简化描述,而不是指示或暗示所指的装置或元件必须具有特定的方位、以特定的方位构造和操作,因此不能理解为对本发明的限制。

[0044] 在本发明中,除非另有明确的规定和限定,术语“设置”、“安装”、“相连”、“连接”、“固定”等术语应做广义理解,例如,可以是固定连接,也可以是可拆卸连接;可以是机械连接;可以是直接相连,也可以通过中间媒介间接相连。对于本领域的普通技术人员而言,可以根据具体情况理解上述术语在本发明中的具体含义。

[0045] 此外,术语“第一”、“第二”等仅用于描述目的,而不能理解为指示或暗示相对重要性或者隐含指明所指示的技术特征的数量。由此,限定有“第一”、“第二”的特征可以明示或者隐含地包括一个或者更多个该特征。

[0046] 癫痫是由于异常和过度的大脑神经元活动引起的慢性神经系统疾病,其中EEG信

号是评估癫痫最常用和最有效的临床技术。

[0047] 病灶性癫痫是癫痫的一种形式,其中癫痫的发作发生在大脑的有限区域。病灶性脑电图作为一种脑电图信号,它是从检测到第一次发作性脑电图(癫痫发作)变化的大脑区域记录的。另一方面,非病灶性脑电图被称为从癫痫发作未涉及的脑区记录的另一种脑电图信号。

[0048] 癫痫患者通常对抗癫痫药物反应不佳,因此需要手术切除导致癫痫的大脑部分以消除这种疾病。导致癫痫发作的大脑部分被称为致癫痫病灶。在手术前定位致癫痫病灶的常规方法是基于临床程序的人工脑电图检查,该检查是主观的、经验的、费力的和乏味的。

[0049] 本发明具体实施方式如下:如图1-6所示,一种用于检测癫痫病灶的设备,所述设备包括头套1和控制器2,所述头套1用于套设在患者的头部,所述控制器2与头套1通过有线或无线方式进行通讯,所述控制器2具有控制训练脑电图信号和检测脑电图信号功能,所述训练脑电图信号是用于构建动态估计器,所述检测脑电图信号是根据构建的动态估计器判断癫痫的病灶区与非病灶区,并将判断结果通过控制器显示;所述头套1由支撑圈3、连杆4和活动条6组成,所述连杆4呈弧形两端在前后方向与支撑圈3连接,支撑圈3的两侧设置有支撑耳5,支撑耳5上设置有弧形滑轨5.1,活动条6呈弧形两端设置有从动轮7,所述从动轮7支撑在滑轨5.1上,从动轮7能够在滑轨5.1上滚动,所述连杆4上沿连杆4的延伸方向设置有第一导轨,活动条6通过活动条移动装置能够沿着第一导轨移动,从而带动从动轮7在滑轨5.1上滚动,所述活动条6上设置有第二导轨,第二导轨上设置有电极移动装置,所述控制器2上设置有活动条调节区20、电极调节区21、显示屏22、训练按钮23、检测按钮24和MPU(Micro Processor Unit,微处理器)或MCU(Micro Control Unit,叫微控制器)。

[0050] 在图3中,所述活动条移动装置包括第一滚轮8、第一微型电机9和第一驱动轮10,所述第一滚轮8设置有多,用于将活动条6支撑在第一导轨上,并使活动条6能够在第一导轨上移动,所述活动条6上固定有第一微型电机9,所述第一微型电机9的输出轴连接第一驱动轮10,所述第一驱动轮10与第一导轨接触(或可称之为抵接),能够驱动活动条6旋转,当第一微型电机9驱动第一驱动轮10旋转时,第一驱动轮10能够相对于第一导轨滚动,从而带动活动条6在第一导轨上滑动。第一导轨可以为齿条式导轨,与此同时将第一滚轮8和第一驱动轮10设置为齿轮式。

[0051] 在图5中,所述电极移动装置四个角上安装有第二滚轮11,用于将电极移动装置支撑在第二导轨上,并使电极移动装置能够在第二导轨上移动,所述电极移动装置的上部固定有第二微型电机12,所述第二微型电机12的输出轴连接第二驱动轮13,所述第二驱动轮13与第二导轨接触(或可称之为抵接),能够驱动电极移动装置在第二导轨上移动,所述电极移动装置内部设置有空腔14,所述空腔14内左右侧壁设置有限位板15,在限位板15的上方设置有气囊16,气囊16的下方设置有电极17,电极17的两侧连接支撑板18,电极移动装置的下部设置有通孔,如图5中所示电极17的下端从通孔中伸出,电极17能够达到与头部接触,所述支撑板18通过弹簧19支撑在空腔14内,弹簧19的下端固定在空腔14的下内侧壁,弹簧19的上端固定在支撑板18的下表面,所述限位板15用于限制支撑板18的最高位置(即弹簧19的最大长度),在限位板15的作用下当气囊16中的气体被排出时电极17缩回的最大缩回量被限制。气囊16连接输气管(图中未示出)的一端,输气管的另一端连接微型气泵(图中未示出),输气管上设置有阀门。

[0052] 所述活动条6设置有多个,所述活动条调节区20上设置有活动条选择区和方向调节按钮,手动选择需要调节的活动条6,然后通过方向调节按钮控制活动条6在第一导轨上移动。

[0053] 所述电机移动装置设置有多个,所述电极调节区21上设置有电极移动装置选择区和方向调节按钮,手动选择需要调节的电极移动装置,然后通过方向调节按钮控制电极移动装置在第二导轨上移动。

[0054] 连杆4可设置相互平行的两个,这样有利于活动条6在连杆4上的移动。

[0055] 活动条6的控制方式为两种:

[0056] 第一种,如图6所示在活动条调节区20上会显示本发明中头套1的侧视图,活动条调节区20可设置为触摸屏式,手动点击触摸屏上的需要调节的活动条6(该操作为选中需要调节的活动条6),然后通过活动条调节区20下部的方向箭头调节位置,控制器2输出控制信号控制对应的第一微型电机9驱动活动条6移动到位,从动轮7跟随在滑轨5.1上滚动。

[0057] 第二种,如图6所示在活动条调节区20上会显示本发明中头套1的侧视图,活动条调节区20可设置为触摸屏式,手动点击触摸屏上的需要调节的活动条6(该操作为选中需要调节的活动条6),再在触摸屏上点击需要调节到的位置,控制器2输出控制信号控制对应的第一微型电机9驱动活动条6移动到位,从动轮7跟随在滑轨5.1上滚动。如果需要调节到的位置与两侧的活动条6发生干涉时,则显示屏显示提示信息。

[0058] 电极17调节方式为:如图6所示,在活动条调节区20上选择需要调节的电极17所在的活动条6,在电极调节区21上会显示对应的活动条内部结构示意图(如图6所示),电极调节区21可设置为触摸屏式,手动点击触摸屏上的需要调节的电极17,然后通过电极调节区21下部的方向箭头调节位置。

[0059] 在活动条6和电极17调节到位之后,按下检测按钮24,控制器2输出控制信号,驱动微型气泵,阀门打开,在气囊16内部设置有微型气压检测器,当微型气压检测器测量到的气压大于设定数值时,控制器2控制对应的微型气泵停止工作,阀门关闭。

[0060] 当检测结束之后,按压控制器2背面的关闭按钮,控制器2实行对头套1的关闭操作,所有阀门打开,气囊16被压缩气体被自动释放,电极复位。

[0061] 一种使用用于检测癫痫病灶的设备的方法,所述方法包括如下步骤:

[0062] S1) 按下训练按钮23训练脑电图信号;

[0063] S2) 按下检测按钮24开始癫痫病灶区域的检测。

[0064] 所述步骤S1具体包括:

[0065] S11) 读取用于训练的癫痫患者病灶区和非病灶区的脑电图信号;

[0066] S12) 对脑电图信号进行经验模态分解,提取出固有模态分量的主要成分;

[0067] S13) 对提取处的固有模态分量的主要成分进行相空间重构,计算欧氏距离;

[0068] S14) 基于径向基函数神经网络,将前述计算得到的欧式距离作为径向基函数神经网络的输入信号,对脑电系统动力学进行建模和辨识;

[0069] S15) 构建训练好的脑电图信号模式库;

[0070] S16) 构建一组动态估计器。

[0071] 所述步骤S2具体包括:

[0072] S21) MPU控制电极采集患者的脑电图信号;



[0073] S22) 对脑电图信号进行经验模态分解,提取出固有模态分量的主要成分;

[0074] S23) 对提取出的固有模态分量的主要成分进行相空间重构,计算欧氏距离;

[0075] S24) 利用动态估计器进行病灶区与非病灶区分类;

[0076] S25) 在显示屏上显示判断结果;

[0077] 所述判断结果包括癫痫病灶区和非病灶区,所述病灶区和非病灶区使用不同的颜色进行显示。

[0078] 所述步骤S21) 具体如下:将头部分成多个待测区域,MPU控制第一微型电机,使电极17到达一个划分的头部区域,然后MPU控制第二微型电极调节电极17在当前区域的位置,采集脑电图信号,并选择出最佳的测量数据,同理将电极移动到下一个待测区域进行脑电图信号采集,最后将多个待测区域的脑电图信号进行整合(整合即将多个待测区域的脑电图信号在显示屏上分区域同时显示、或在其他实施例中整合集合了脑电图信号的整理显示)。

[0079] 所述训练按钮23按下后,MPU读取用于训练的癫痫患者病灶区和非病灶区的脑电图信号,该EEG信号来自于相邻频道,每个信号均为伴有一对x频道和y频道的双导程EEG信号。将任意导程的EEG信号表述为一组时间序列 $s(t)$ ,并利用经验模态分解将其表达为:

$$[0080] \quad s(t) = \sum_{n=1}^m c_n(t) + r(t),$$

[0081] 式中: $c_n(t)$  为固有模态分量, $m$ 为固有模态分量层数, $t$ 为时间。

[0082] 计算各层固有模态分量与原始信号 $s(t)$ 的相关性,从中选取与原始信号相关性高的固有模态分量信号作为主要成分,该相关性通过计算皮尔逊相关系数获取。选取相关系数数值最大的前两位固有模态分量信号作为主要成分信号,其包含了EEG信号的大部分能量。

[0083] 将双导程EEG信号经过经验模态分解得到的固有模态分量的主要成分信号表述为一组时间序列 $V = \{v_1, v_2, v_3, \dots, v_K\}$ ,其中, $K$ 是该时间序列的数据点数,该信号通过相空间重构为:

$$[0084] \quad Y_j = (V_j, V_{j+\tau}, V_{j+2\tau}, \dots, V_{j+(d-1)\tau})$$

[0085] 其中, $j=1, 2, \dots, K-(d-1)\tau$ , $d$ 是相空间的嵌入维数, $\tau$ 是延迟时间。 $d$ 和 $\tau$ 根据Masayuki Otani等人提出的自动算法获取,在本实施例中取 $d=3$ , $\tau=1$ 。相空间 $Y_j$ 的欧氏距

$$[0086] \quad \text{离ED计算如下: } ED = \sqrt{V_j^2 + V_{j+1}^2 + V_{j+2}^2}。$$

[0086] 基于RBF神经网络对脑电系统动力学进行建模和辨识,执行如下步骤:

[0087] 步骤1、未知非线性脑电系统动力学建模如下:

$$[0088] \quad \dot{x} = F(x; p) + v(x; p)$$

[0089] 其中, $x = [x_1, \dots, x_n]^T \in \mathbb{R}^n$ ,是双导程EEG信号经过经验模态分解,获取固有模态分量主要成分并进行相空间重构后计算得到的欧氏距离特征变量, $p$ 是系统常参数值, $n$ 为特征变量的维数;脑电系统动态项 $F(x; p) = [f_1(x; p), \dots, f_n(x; p)]^T$ 是光滑且未知的非线性动态变量,代表了病灶区和非病灶区脑电系统动力学, $v(x; p) = [v_1(x; p), \dots, v_n(x; p)]^T$ 是建模不确定项,将二者合并为一项,并定义为一般非线性脑电系统动力学: $\Phi(x; p) := F(x; p) + v(x; p)$ ;

[0090] 步骤2、采用RBF神经网络构造RBF神经网络辨识器,得到 $\hat{W}^T S(x)$ 用来逼近一般非线性脑电系统动力学 $\Phi(x;p) = [\Phi_1(x;p), \dots, \Phi_n(x;p)]^T$ 。

[0091] 该RBF神经网络辨识器形式如下:

$$[0092] \quad \dot{\hat{x}} = -A(\hat{x} - x) + \hat{W}^T S(x)$$

[0093] 其中,  $\hat{x} = [\hat{x}_1, \dots, \hat{x}_n]$ 是神经网络辨识器的状态;  $A = \text{diag}[a_1, \dots, a_n]$ 是对角矩阵,  $a_i$ 是设计的常数, 满足 $0 < |a_i| < 1$ ,  $\hat{W}^T S(x) = [\hat{W}_1^T S_1(x), \dots, \hat{W}_n^T S_n(x)]^T$ 是RBF神经网络, 用来逼近一般非线性脑电系统动力学 $\Phi(x;p)$ ;  $S(x) = [S_1(|X - \xi_1|), \dots, S_N(|X - \xi_n|)]^T$ 是高斯型径向基函数,  $N > 1$ 是神经网络结点数目,  $\xi_i$ 是神经元中心点; 将所有特征变量归一化到 $[-1, 1]$ 区间; RBF神经网络权值 $\hat{W}_i$ 的调节律如下:

$$[0094] \quad \dot{\hat{W}}_i = -\Gamma_i S(x) \tilde{x}_i - \sigma_i \Gamma_i \hat{W}_i, \quad i = 1, \dots, n$$

[0095] 其中,  $i$ 表示 $n$ 维特征变量中第 $i$ 维变量,  $\tilde{x}_i = \hat{x}_i - x_i$ 是状态误差,  $\Gamma_i = \Gamma_i^T > 0$ ,  $\sigma_i > 0$ 是调节律的调节参数, RBF神经网络权值 $\hat{W}_i$ 的初始值 $\hat{W}_i(0) = 0$ ;

[0096] 步骤3、对一般非线性脑电系统动力学局部准确建模可由如下公式表示:

$$[0097] \quad \varphi_i(x;p) = \hat{W}_i^T S(x) + \varepsilon_{i1},$$

[0098] 其中,  $\varepsilon_{i1}$ 是逼近误差, 这里的局部准确建模是指通过RBF神经网络对沿特征变量的内在系统动力学轨迹的逼近, 而远离轨迹的内部动力学则不被逼近;

[0099] 上述RBF神经网络权值的调节律是根据李雅普洛夫稳定性定理和确定学习理论来设计, 使状态误差与权值估计都有界并指数收敛, 其中RBF神经网络的权值收敛有两种情况: 沿特征变量回归轨迹的RBF神经网络的神经元满足持续激励条件, 其权值收敛到最优值的小邻域内; 远离特征变量回归轨迹的RBF神经网络的神经元不受激励而不被调节, 其权值近似为零;

[0100] 步骤4、建立常值神经网络 $\bar{W}_i^T S(x)$ 。

[0101] 常值神经网络 $\bar{W}_i^T S(x)$ 是时不变的并且空间分布的, 即有效的信息只存贮在靠近特征变量的内在系统动力学轨迹的神经元上, 而远离轨迹的神经元没有存贮信息, 常值神经网络 $\bar{W}_i^T S(x)$ 只逼近沿特征变量空间轨迹的内部动力学, 远离轨迹的内部动力学没有被逼近; 因此, 根据确定学习理论, 沿系统特征轨迹的RBF神经网络的神经元满足持续激励条件, 其权值收敛到最优值, 取权值收敛后一段时间内权值的均值作为学习训练结果, 并利用这些结果建立常值神经网络 $\bar{W}_i^T S(x)$ , 所学到的脑电系统动力学知识以常值神经网络权值的形式存储在训练好的脑电图信号模式库中;

[0102] 所述常值神经网络权值 $\bar{W} = [\bar{W}_1, \dots, \bar{W}_n]^T$ ,  $\bar{W}_i = \text{mean}_{t \in [t_a, t_b]} \hat{W}_i$ , 其中,  $[t_a, t_b]$ 代表常值神经网络权值在完成向其最优值收敛的过渡过程之后的一个时间段, 这样使得

$\phi_i(x;p)$  可由常值神经网络  $\bar{W}_i^T S(x)$  进行局部准确逼近:

[0103]  $\varphi_i(x;p) = \bar{W}_i^T S(x) + \varepsilon_{i2}$ , 其中,  $\varepsilon_{i2}$  是逼近误差。

[0104] 根据训练好的脑电信号模式库中病灶区和非病灶区的一般非线性脑电系统动力学的RBF神经网络辨识结果,即常值神经网络权值  $\bar{W}_i^T$ , 构造一组动态估计器,从训练好的脑电信号模式库里调取常值神经网络权值作为病灶区和非病灶区所对应的非线性脑电系统动力学知识嵌入到动态估计器中,表述如下:

[0105]  $\dot{\bar{x}}_i^k = -b_i(\bar{x}_i^k - x_{ti}) + \bar{W}_i^{kT} S(x_{ti}), \quad i = 1, \dots, n, \quad k = 1, \dots, M,$

[0106] 其中,  $\bar{x}_i^k$  为动态估计器的状态,  $b_i$  为动态估计器参数,  $x_{ti}$  为患者待检测脑部区域脑电信号特征变量,  $k$  表示  $M$  个训练模式中的第  $k$  个训练模式,  $M$  为训练好的脑电信号模式库中的模式总量。

[0107] 所述检测按钮24按下后,MPU控制电机采集患者待检测区域的脑电图信号,该EEG信号来自于相邻频道,每个信号均为伴有一对  $x$  频道和  $y$  频道的双导程EEG信号。将双导程EEG信号经过经验模态分解得到的固有模态分量的主要成分信号进行相空间重构,计算得到的欧氏距离作为患者待检测区域脑电信号的特征变量。

[0108] 将患者待检测区域脑电信号的特征变量  $x_{ti}$  与这组动态估计器做差,得到如下的分类检测误差系统:

[0109]  $\dot{\tilde{x}}_i^k = -b_i \tilde{x}_i^k + \bar{W}_i^{kT} S_i(x_{ti}) - \phi_i(x;p), \quad i = 1, \dots, n, \quad k = 1, \dots, M,$

[0110] 其中,  $\tilde{x}_i^k = \bar{x}_i^k - x_{ti}$  是状态估计误差,计算  $\tilde{x}_i^k$  的平均  $L_1$  范数如下:

[0111]  $\|\tilde{x}_i^k(t)\|_1 = \frac{1}{T_c} \int_{t-T_c}^t |\tilde{x}_i^k(\tau)| d\tau, \quad t \geq T_c,$

[0112] 其中,  $T_c$  表示脑电信号周期;

[0113] 如果待检测区域脑电信号模式相似于训练模式  $s, s \in \{1, \dots, k\}$ , 则嵌入动态估计器  $s$  中的常值RBF神经网络  $\bar{W}_i^{sT} S_i(x)$  能够快速回忆起学过的知识并提供对脑电系统动力学的准确逼近,因此,相对应的误差  $\|\tilde{x}_i^s(t)\|_1$  在所有误差  $\|\tilde{x}_i^k(t)\|_1$  中变得最小,基于最小误差原则,如果存在一个有限时间  $t^s, s \in \{1, \dots, k\}$  和某一  $i \in \{1, \dots, n\}$ , 使得  $\|\tilde{x}_i^s(t)\|_1 < \|\tilde{x}_i^k(t)\|_1$  对所有  $t > t^s$  成立,若训练模式  $s$  属于训练好的脑电信号模式库中病灶区域脑电信号模式,则该待检测区域为病灶区;若训练模式  $s$  属于训练好的脑电信号模式库中非病灶区域脑电信号模式,则该待检测区域为非病灶区。

[0114] 最后,在显示屏上显示判断结果(在显示屏上将头部区域或分区域合并的方式显示脑电图信号)。

[0115] 基于经验模态分解(EMD)、相空间重建(PSR)和神经网络的病灶和非病灶EEG信号之间分类方法如下:

[0116] 首先,使用EMD(经验模态分解)将EEG信号分解为固有模态分量(IMF),并且提取包

含大部分EEG信号能量的第三和第四IMF分量并且被认为是主要的IMF。

[0117] 其次,重建两个主要的IMF分量的相空间,其中保留与EEG系统动态相关联的属性。三维(3D)PSR与欧几里德距离(ED)一起被用于推导特征,这些特征证明了EEG信号的病灶和非病灶组之间的EEG系统动态的显著差异。

[0118] 第三,然后将推导得到的特征作为RBF神经网络的输入信号,对病灶区和非病灶区脑电系统动力学进行建模和辨识,构建训练好的脑电图信号模式库,并利用神经网络构建一组动态估计器,以基于两组之间的系统动态差异来区分病灶和非病灶EEG信号。

[0119] 最后,在Bern Barcelona数据库上进行实验,以评估所提出方法的有效性。通过使用10倍交叉验证方式,据报道50对和3750对EEG信号的准确度分别为96%和95.37%。

[0120] 与其他最先进的方法相比,该结果表现出优越的性能,并且所提出的方法可以作为临床应用中自动检测病灶EEG信号的潜在候选者。

[0121] 本发明提供了一种自动、准确的技术,基于检测设备用于病灶性和非病灶性EEG信号的分类。

[0122] 与现有技术相比,本发明具有以下有益效果:在进行检测之前将头部分为多个区域,分区域的测量能够准确的识别癫痫病灶区和非病灶区,便于医生规划大脑的手术区域。

[0123] 以上所述,仅为本发明的具体实施方式,但本发明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发明揭露的技术范围内,可轻易想到的变化或替换,都应涵盖在本发明的保护范围之内。因此,本发明的保护范围应以所述权利要求的保护范围为准。

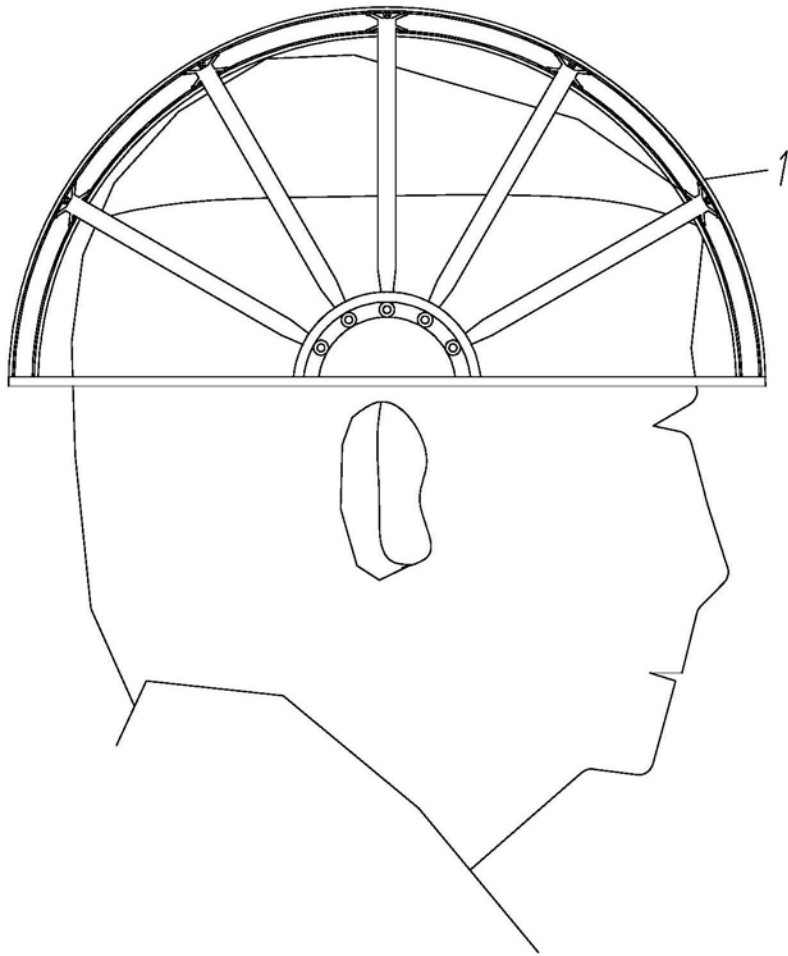


图1

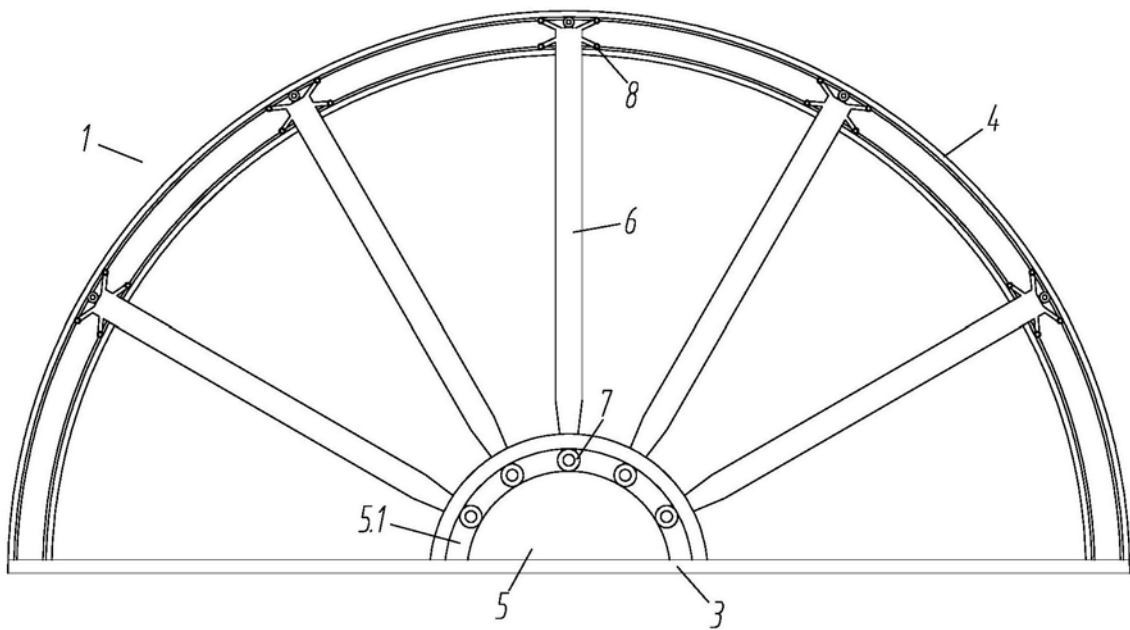


图2

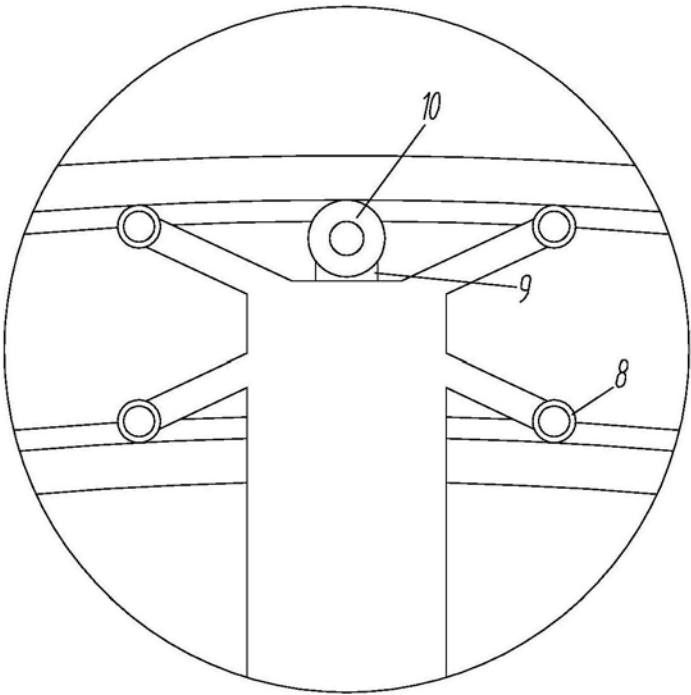


图3

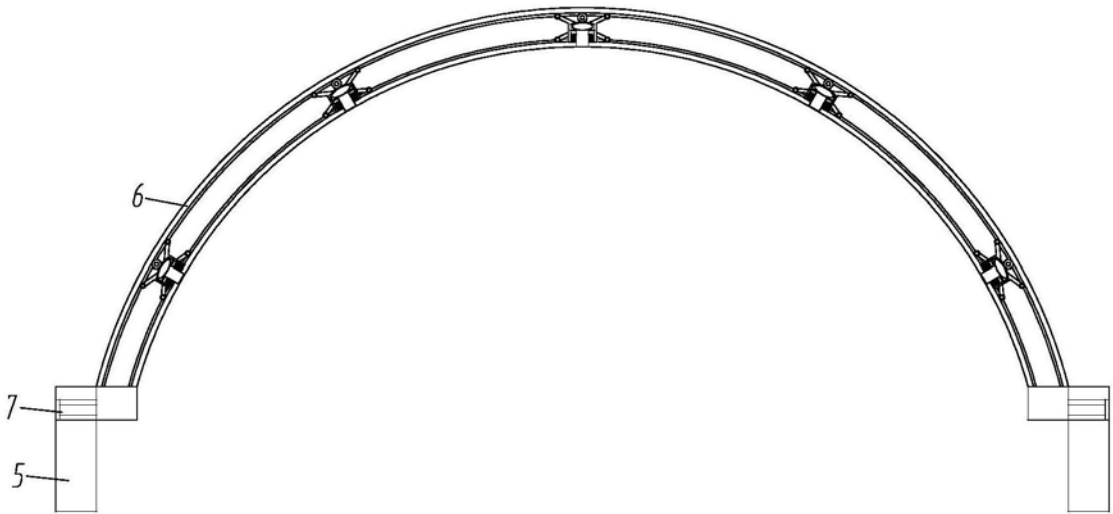


图4

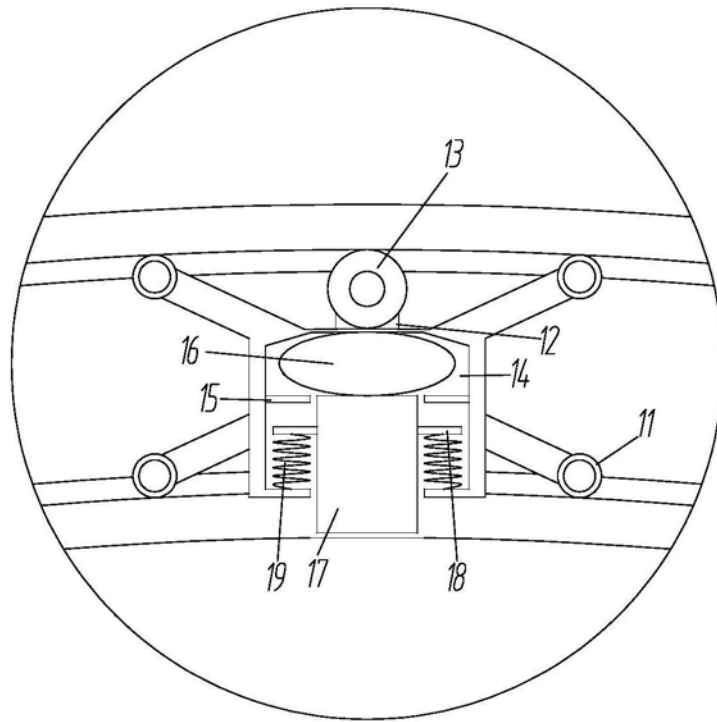


图5

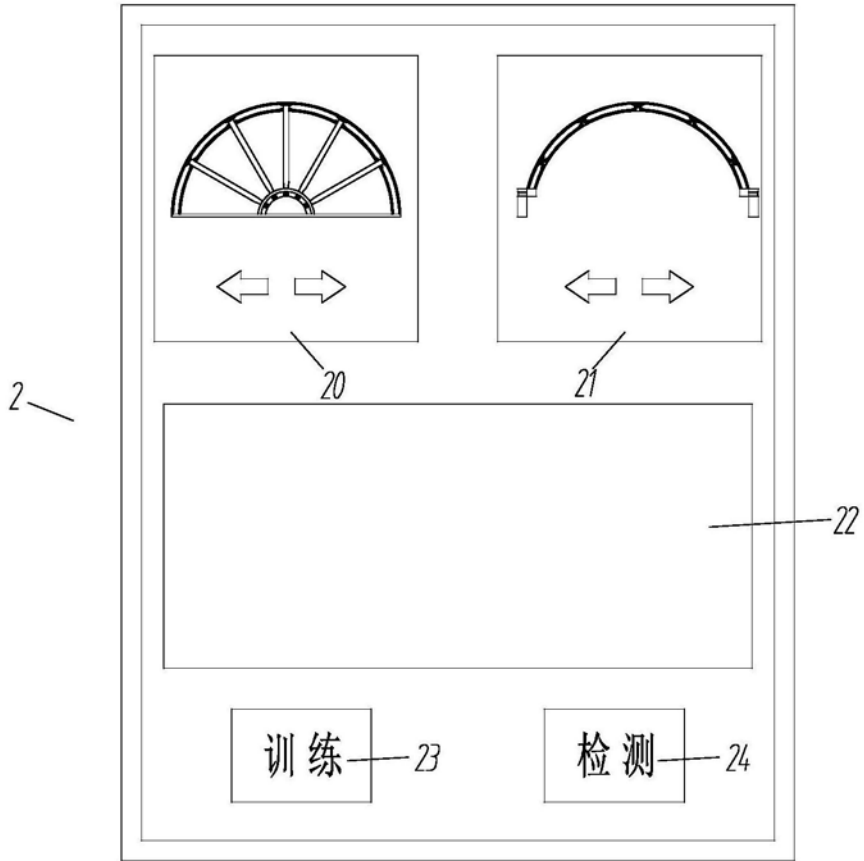


图6



专利名称(译)	一种用于检测癫痫病灶的设备		
公开(公告)号	<a href="#">CN110151173A</a>	公开(公告)日	2019-08-23
申请号	CN201910494063.X	申请日	2019-06-08
[标]申请(专利权)人(译)	龙岩学院		
申请(专利权)人(译)	龙岩学院		
当前申请(专利权)人(译)	龙岩学院		
[标]发明人	曾玮 王清辉 王颖 刘凤琳 袁成志 李梦清		
发明人	曾玮 王清辉 王颖 刘凤琳 袁成志 李梦清		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/4094 A61B5/6803 A61B5/7264		
代理人(译)	赖丽娟		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

本发明提供了一种用于检测癫痫病灶的设备，所述设备包括头套和控制器，所述控制器具有训练脑电图信号和检测脑电图信号功能，所述训练脑电图信号是为了构建动态估计器，所述检测脑电图信号是根据构建的动态估计器判断病灶区与非病灶区，并将判断结果通过控制器显示。与现有技术相比，本发明具有以下有益效果：能够准确的识别癫痫病灶区和非病灶区，便于医生规划大脑的手术区域。

