



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109893128 A
(43)申请公布日 2019.06.18

(21)申请号 201910262239.9

(22)申请日 2019.04.02

(71)申请人 深圳市康立高科技有限公司
地址 518000 广东省深圳市南山区西丽大
勘科技园E栋6楼

(72)发明人 陆永强 侯建凯 侯庆凯 胡映珊
罗庚

(74)专利代理机构 深圳市硕法知识产权代理事
务所(普通合伙) 44321
代理人 王久明

(51)Int.Cl.
A61B 5/0476(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)

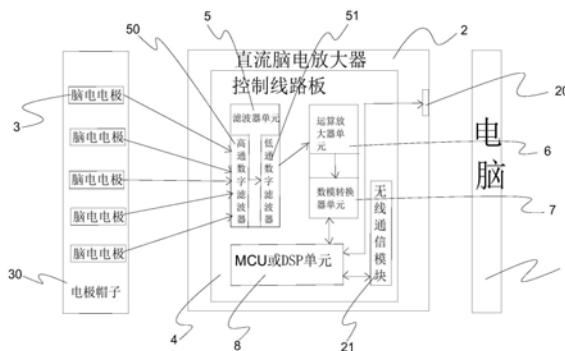
权利要求书2页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

一种超低频脑电波检测仪及其检测分析方法

(57)摘要

本发明涉及一种超低频脑电波检测仪及其检测分析方法,包括连接电脑的直流脑电放大器,直流脑电放大器可拆装连接有多个脑电电极,其内设有与脑电电极电性导通的控制线路板,控制线路板上设有相互电性导通的滤波器单元、运算放大器单元、数模转换器单元、MCU或DSP单元,滤波器单元包括相互电性连接的先过滤低频信号的截止频率为1mHz的高通数字滤波器、后过滤高频信号的截止频率为1Hz的低通数字滤波器;以及使用该超低频脑电波检测仪来采集、检测脑电波信号,之后再对脑电波信号处理得到实际脑电波的检测分析方法。该发明解决了检测1Hz以下的超低频脑电波的问题,并通过对检测到的脑电波信号的处理得到准确的脑电波信号,更精确的了解脑部状况。



1. 一种超低频脑电波检测仪,其特征在于:包括能有线或无线通信连接电脑的直流脑电放大器,所述直流脑电放大器可拆装连接有多个脑电电极,所述直流脑电放大器内设有与脑电电极电性导通的控制线路板,所述控制线路板上设有相互电性导通的滤波器单元、运算放大器单元、数模转换器单元、MCU或DSP单元,所述滤波器单元包括相互电性连接的截止频率为1mHz的高通数字滤波器、截止频率为1Hz的低通数字滤波器,所述高通数字滤波器在脑电电极安装在直流脑电放大器上后与脑电电极连接并电性导通,所述低通数字滤波器与运算放大器单元连接并电性导通。

2. 根据权利要求1所述超低频脑电波检测仪,其特征在于:所述运算放大器单元和数模转换器单元集成在一个IC里。

3. 根据权利要求1所述超低频脑电波检测仪,其特征在于:所述脑电电极与直流脑电放大器是十八导联可拆装连接的,所述脑电电极包括十六个设置于头皮上的电极和二个对应设置在左右耳朵上的电极。

4. 根据权利要求1所述超低频脑电波检测仪,其特征在于:所述直流脑电放大器通过设置USB接口与电脑有线通信连接或通过控制线路板上设置无线通信模块与电脑无线通信连接。

5. 根据权利要求1所述超低频脑电波检测仪,其特征在于:所述直流脑电放大器连接有一固定脑电电极的电极帽子。

6. 一种超低频脑电波检测分析方法,其特征在于:使用如权利要求1至5中任一超低频脑电波检测仪来对脑电波进行采集检测,包括如下步骤:1) 脑电波采集,将脑电电极与直流脑电放大器连接,并将脑电电极放置在头部的不同位置,启动直流脑电放大器来采集大脑的脑电波,采集时间大于500秒;2) 脑电波的检测,通过直流脑电放大器中的滤波器单元对采集到的脑电波信号进行先低频后高频信号的过滤得到超低频脑电波信号;3) 超低频脑电波信号降噪处理,将步骤2)中检测到的超低频脑电波信号采用小波分析方法进行降噪处理去除干扰信号。

7. 根据权利要求6所述超低频脑电波检测分析方法,其特征在于:所述小波分析方法降噪处理步骤是:首先把干扰信号当做有效信号,把超低频脑电波信号当做干扰信号,用小波分析降噪方法把超低频脑电波信号清除掉,得到实际的干扰信号,然后使用原始信号减去实际的干扰信号,得到降噪后的实际的超低频脑电波信号,其原理如下: $\text{denoise}(\text{obj}, x, \text{oup})$;小波降噪函数;

其中 x 为原始信号, oup 为干扰信号;

降噪后的超低频脑波信号: $S(n) = x(n) - \text{oup}(n)$;

其中 $S(n)$ 为降噪后的超低频脑波信号, $x(n)$ 为单个脑电电极的原始的超低频脑电波信号幅值, $\text{oup}(n)$ 为干扰信号幅值。

8. 根据权利要求6所述超低频脑电波检测分析方法,其特征在于:所述超低频脑电波信号降噪处理后还进行有超低频脑电波信号的标准化处理,其标准化处理方法是:将每个脑电电极的超低频脑电波信号幅值的绝对值相加,然后求平均值,用平均值除去脑电波幅值的标准值,最后将每个脑电电极的数据都除去标准化后的平均值得到对应脑电电极的超低频脑电数据,其原理如下:

$$m = (\sum_0^{N-1} |x(n)|) / N;$$

$$Z1 = m/Z;$$

$$X1(n) = x(n) / Z1;$$

其中, m 为多个脑电电极的超低频脑电波信号幅值的平均值, N 为脑电电极的个数, $x(n)$ 为单个脑电电极的原始的超低频脑电波信号幅值, Z 为脑电波幅值的标准值, $Z1$ 为 m/Z 的结果, $X1(n)$ 为标准化后的单个脑电电极的超低频脑电数据。

9. 根据权利要求8所述超低频脑电波检测分析方法, 其特征在于: 还包括对标准化处理后的超低频脑电波信号进行快速傅里叶变换, 提取1mHz至255mHz的信号, 得到1mHz至255mHz对应的超慢脑涨落图信号。

10. 根据权利要求9所述超低频脑电波检测分析方法, 其特征在于: 所述脑电波的采集时间是1000秒。

一种超低频脑电波检测仪及其检测分析方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗领域,尤其是一种能够检测1Hz以下的超低频脑电波的超低频脑电波检测仪,以及对检测到的脑电波进行分析的方法。

背景技术

[0002] 脑电(electroencephalograph, EEG)信号作为一种特殊而复杂的生物电信号,反应了大脑的功能状态。大脑皮层的神经元具有生物电活动,经常有持续的节律性电位改变,称为自发脑电活动,通过一定的方式检测这些脑电活动可以有效地提取人脑中蕴藏的丰富的信息,对这些信息的分析有助于深入的了解大脑的功能,同时可发现大脑的异常病变从而及时诊断大脑疾病。大脑有约170亿的脑细胞构成,不同的脑细胞分管着身体不同的功能,当一种行为产生时,主管该功能的脑细胞就非常活跃,并形成相应的脑波,不同行为脑波频率不同,现代科学已能监测到各种行为的脑波。人的脑波区间主要在40—0.4赫兹之间,分为四个区间,分别命名为 β 、 α 、 θ 、 δ ,兴奋时为 β 波,在14赫兹以上;安静时为 α 波在14-7赫兹,冥想和昏睡时是 θ 波在7—4赫兹,深度睡眠是 δ 波在4—0.4赫兹,眼球快速运动睡眠时脑波在15-30赫兹。通过对不同脑电波的检测就能更好的了解人的身体健康状况,但是现有的脑电图仪都是采用交流脑电放大器,由于脑电放大器中存在高通滤波器(输入端的电容、电阻组成高通滤波器),交流脑电放大器无法检测到1Hz以下的超低频脑电波,也就无法了解人脑在超低频时的状况。同时现有的检测分析方法也只是针对 α 波的涨落来分析的,但由于 α 波很容易受到被测试者的状态影响,其检测分析的重复率不高,对被检查者的心态要求也比较高,测试结果不够准确,不能精确了解脑部状况。

发明内容

[0003] 针对现有的不足,本发明提供一种能够检测1Hz以下的超低频脑电波的超低频脑电波检测仪,以及对检测到的脑电波进行分析的方法。

[0004] 本发明解决其技术问题所采用的技术方案是:

[0005] 一种超低频脑电波检测仪,包括能有线或无线通信连接电脑的直流脑电放大器,所述直流脑电放大器可拆装连接有多个脑电电极,所述直流脑电放大器内设有与脑电电极电性导通的控制线路板,所述控制线路板上设有相互电性导通的滤波器单元、运算放大器单元、数模转换器单元、MCU或DSP单元,所述滤波器单元包括相互电性连接的截止频率为1mHz的高通数字滤波器、截止频率为1Hz的低通数字滤波器,所述高通数字滤波器在脑电电极安装在直流脑电放大器上后与脑电电极连接并电性导通,所述低通数字滤波器与运算放大器单元连接并电性导通。

[0006] 作为优选,所述运算放大器单元和数模转换器单元集成在一个IC里。

[0007] 作为优选,所述脑电电极与直流脑电放大器是十八导联可拆装连接的,所述脑电电极包括十六个设置于头皮上的电极和二一个对应设置在左右耳朵上的电极。

[0008] 作为优选,所述直流脑电放大器通过设置USB接口与电脑有线通信连接或通过

控制线路上设置无线通信模块与电脑无线通信连接。

[0009] 作为优选,所述直流脑电放大器连接有一固定脑电电极的电极帽子。

[0010] 一种超低频脑电波检测分析方法,使用如前述的任一超低频脑电波检测仪来对脑电波进行采集检测,包括如下步骤:1)脑电波采集,将脑电电极与直流脑电放大器连接,并将脑电电极放置在头部的不同位置,启动直流脑电放大器来采集大脑的脑电波,采集时间大于500秒;2)脑电波的检测,通过直流脑电放大器中的滤波器单元对采集到的脑电波信号进行先低频后高频信号的过滤得到超低频脑电波信号;3)超低频脑电波信号降噪处理,将步骤2)中检测到的超低频脑电波信号采用小波分析方法进行降噪处理去除干扰信号。

[0011] 在所述检测分析方法中,作为优选,所述小波分析方法降噪处理步骤是:首先把干扰信号当做有效信号,把超低频脑电波信号当做干扰信号,用小波分析降噪方法把超低频脑电波信号清除掉,得到实际的干扰信号,然后使用原始信号减去实际的干扰信号,得到降噪后的实际的超低频脑电波信号,其原理如下: $\text{denoise}(\text{obj}, x, \text{oup})$;小波降噪函数;

[0012] 其中 x 为原始信号, oup 为干扰信号;

[0013] 降噪后的超低频脑波信号: $S(n) = x(n) - \text{oup}(n)$;

[0014] 其中 $S(n)$ 为降噪后的超低频脑波信号, $x(n)$ 为单个脑电电极的原始的超低频脑电波信号幅值, $\text{oup}(n)$ 为干扰信号幅值。

[0015] 进一步的,所述超低频脑电波信号降噪处理后还进行有超低频脑电波信号的标准化处理,其标准化处理方法是:将每个脑电电极的超低频脑电波信号幅值的绝对值相加,然后求平均值,用平均值除去脑电波幅值的标准值,最后将每个脑电电极的数据都除去标准化后的平均值得到对应脑电电极的超低频脑电数据,其原理如下:

[0016] $m = (\sum_0^{N-1} |x(n)|) / N$;

[0017] $Z1 = m / Z$;

[0018] $X1(n) = x(n) / Z1$;

[0019] 其中, m 为多个脑电电极的超低频脑电波信号幅值的平均值, N 为脑电电极的个数, $x(n)$ 为单个脑电电极的原始的超低频脑电波信号幅值, Z 为脑电波幅值的标准值, $Z1$ 为 m/Z 的结果, $X1(n)$ 为标准化后的单个脑电电极的超低频脑电数据。

[0020] 进一步的,还包括对标准化处理后的超低频脑电波信号进行快速傅里叶变换,提取1mHz至255mHz的信号,得到1mHz至255mHz对应的超慢脑涨落图信号。

[0021] 作为优选,所述脑电波的采集时间是1000秒。

[0022] 本发明的有益效果在于:该发明将传统的交流脑电放大器改为直流脑电放大器,并采用了高通和低通两种滤波器,先使用截止频率为1mHz的高通数字滤波器过滤掉其他低频信号,然后通过截止频率为1Hz的低通数字滤波器过滤掉高频信号,通过这两种滤波器的配合作用就得到了频率范围为1mHz到1Hz的超低频脑电波信号,就解决了1Hz以下的超低频脑电波无法检测的问题,之后将检测到的超低频脑电波信号进行处理得到准确的脑电波信号,更精确的了解脑部状况。

附图说明

[0023] 图1是本发明实施例原理结构框图;

[0024] 图2是本发明实施例的电路系统示意图;

[0025] 图3是本发明降噪处理后得到的超低频脑电波图；

[0026] 图中零部件名称及序号：1-电脑2-直流脑电放大器20-USB接口21-无线通信模块3-脑电电极30-电极帽子4-控制线路板5-滤波器单元50-高通数字滤波器51-低通数字滤波器单元6-运算放大器单元7-数模转换器单元8-MCU或DSP单元。

具体实施方式

[0027] 为了更清楚地说明本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚，下面将结合附图及实施例对本发明作进一步说明，进行清楚、完整的描述，显然，所描述的实施例是本发明的部分实施例，而不是全部实施例。基于本发明的实施例，本领域普通技术人员在没有付出创造性劳动的前提下所获得的所有其他实施例，都属于本发明的保护范围。此外，本发明中所提到的方向用语，例如，“上”、“下”、“前”、“后”、“左”、“右”、“内”、“外”等，仅是参考附加图示的方向，使用的方向用语是为了更好、更清楚地说明及理解本发明，而不是指示或暗指本发明必须具有的方位，因此不能理解为对本发明的限制。

[0028] 本发明实施例如图1至图3中所示，一种超低频脑电波检测仪，包括能有线或无线通信连接电脑1的直流脑电放大器2，所述直流脑电放大器2通过设置USB接口20与电脑1有线通信连接或通过在控制线路板4上设置无线通信模块21与电脑1无线通信连接，有线连接就可以避免因为通信信号强弱问题而导致的信号连接中断问题的产生，但由于数据线长短的限制会局限其使用范围，无线连接虽然会受到通信信号强弱的影响，但其可以在一定距离范围内移动使用，没有数据线的束缚，使用方便，无线连接可以采用WiFi连接或者蓝牙连接，所述直流脑电放大器2可拆装连接有多个脑电电极3，脑电电极3可拆装连接方便使用，也方便对产品的维护，所述直流脑电放大器2内设有与脑电电极3电性导通的控制线路板4，所述控制线路板4上设有相互电性导通的滤波器单元5、运算放大器单元6、数模转换器单元7、MCU或DSP单元8，所述滤波器单元5采集过滤不需要的脑电波信号并将脑电波信号传输至运算放大器单元6；所述运算放大器单元6将接收到的脑电波信号放大传输至数模转换器单元7；所述数模转换器单元7亦即ADC单元，将接收的脑电波信号转换为数字信号并传输至MCU或DSP单元8，依据不同的需求及对数据不同的处理模式来选择使用MCU还是DSP；所述MCU或DSP单元8作为直流脑电放大器2的大脑控制各个单元的运行并将数字信号传输至电脑1，所述滤波器单元5包括相互电性连接的截止频率为1mHz的高通数字滤波器50、截止频率为1Hz的低通数字滤波器51，所述高通数字滤波器50在脑电电极3安装在直流脑电放大器2上后与脑电电极3连接并电性导通，所述低通数字滤波器51与运算放大器单元6连接并电性导通，在直流脑电放大器2运行时，高通数字滤波器50与脑电电极3连接并电性导通，也即高通数字滤波器50是处于直流脑电放大器2的输入端，在脑电波数据采集到500秒以上时就可以停止采集，此时截止频率为1mHz (0.001Hz) 的高通数字滤波器50就处理数据过滤掉其它低频信号，然后截止频率为1Hz的低通数字滤波器51就处理经过高通数字滤波器50处理过的数据，过滤掉高频信号，就得到频率范围为1mHz到1Hz的超低频脑电波信号，解决了超低频脑电波信号无法检测的问题。

[0029] 进一步的改进，如图1中所示，为了简化产品以及控制线路板4的设置，将所述运算放大器单元6和数模转换器单元7集成在一个IC里，这样就方便了产品以及电路的设计，简化了各功能单元的结构布局，方便生产。

[0030] 进一步的改进,如图1中所示,为了更精确的了解大脑的状况,就需要更全面的采集到头部各个部位的脑电波情况,则所述脑电电极3与直流脑电放大器2是十八导联可拆装连接的,而对于该十八导联来说,所述脑电电极3包括十六个设置于头皮上的电极和二个对应设置在左右耳朵上的电极,这样就可以更全面的采集到脑电波的信号,对大脑的状况有更精确的了解判断。设置于头部的脑电电极3过多时就会存在如何将各电极固定在头部相应位置的问题,为了解决该问题,则所述直流脑电放大器2连接有一固定脑电电极3的电极帽子30,这样先将脑电电极3固定在电极帽子30上,然后再将电极帽子30戴在头上就可以,方便使用。

[0031] 一种超低频脑电波检测分析方法,使用如前述的任一超低频脑电波检测仪来对脑电波进行采集检测,包括如下步骤:1) 脑电波采集,将脑电电极3与直流脑电放大器2连接,并将脑电电极3放置在头部的不同位置,启动直流脑电放大器2来采集大脑的脑电波,采集时间大于500秒,在脑电电极3和直流脑电放大器2连接后,启动直流脑电放大器2就将两者电性导通,而脑电电极3放置在头部不同位置,就能在头皮不同的位置采集脑电波信号来对脑部状况进行全面的分析了解,在采集时间超过500秒以上就可以停止采集;2) 脑电波的检测,通过直流脑电放大器2中的滤波器单元5对采集到的脑电波信号进行先低频后高频信号的过滤得到超低频脑电波信号,此时高通数字滤波器50是与脑电电极3连接并电性导通的,也即高通数字滤波器50是处于直流脑电放大器2的输入端的,截止频率为1mHz (0.001Hz)的高通数字滤波器50就处理数据过滤掉其它低频信号,然后截止频率为1Hz的低通数字滤波器51就处理经过高通数字滤波器50处理过的数据,过滤掉高频信号,就得到频率范围为1mHz到1Hz的超低频脑电波信号;3) 超低频脑电波信号降噪处理,将步骤2)中检测到的超低频脑电波信号采用小波分析方法进行降噪处理去除干扰信号。这样就可以处理掉由于采集过程中脑电电极3的极化、肌电信号等因素对脑电波产生的噪声影响,而这些干扰信号的强度都是显著高于脑电波信号的,通过噪声处理后就能得到准确的超低频脑电波信号。这样对超低频脑电波信号的检测分析,就避免了传统的对脑电波分析中是分析的 α 波,分析 α 波时会受测试者心态问题造成脑电波受影响,进而影响到检测结果的准确性。在前述检测分析方法中,进一步的改进,所述小波分析方法降噪处理步骤是:首先把干扰信号当做有效信号,把超低频脑电波信号当做干扰信号,用小波分析降噪方法把超低频脑电波信号清除掉,得到实际的干扰信号,然后使用原始信号减去实际的干扰信号,就得到降噪后的实际的超低频脑电波信号,其原理如下:denoise (obj, x, oup);小波降噪函数;

[0032] 其中x为原始信号,oup为干扰信号;

[0033] 降噪后的超低频脑波信号: $S(n) = x(n) - oup(n)$;

[0034] 其中S(n)为降噪后的超低频脑波信号,x(n)为单个脑电电极的原始的超低频脑电波信号幅值,oup(n)为干扰信号幅值。

[0035] 进一步的改进,由于每个人的脑电波强度以及头皮接触阻抗都是不一样的,采集的超低频脑电波信号的强度也是不一致的,为了对脑电波信号分析结果的参考范围一致,所述超低频脑电波信号降噪处理后还进行有超低频脑电波信号的标准化处理,其标准化处理方法是:将每个脑电电极3的超低频脑电波信号幅值的绝对值相加,然后求平均值,用平均值除去脑电波幅值的标准值,最后将每个脑电电极3的数据都除去标准化后的平均值得到对应脑电电极3的超低频脑电数据,其原理如下:

$$[0036] \quad m = (\sum_0^{N-1} |x(n)|) / N;$$

$$[0037] \quad Z1 = m/Z;$$

$$[0038] \quad X1(n) = x(n) / Z1;$$

[0039] 其中,m为多个脑电电极的超低频脑电波信号幅值的平均值,N为脑电电极的个数,x(n)为单个脑电电极的原始的超低频脑电波信号幅值,Z为脑电波幅值的标准值,Z1为m/Z的结果,X1(n)为标准化后的单个脑电电极的超低频脑电数据,这样就能准确的获知被检测者的脑部状况是否处于健康范围内。

[0040] 进一步的改进,还包括对标准化处理后的超低频脑电波信号进行快速傅里叶变换,提取1mHz至255mHz的信号,得到1mHz至255mHz对应的超慢脑涨落图信号,超慢脑涨落图就反映了神经递质与其受体结合的化学震荡过程,直接反映了中枢神经递质功能,从而对大脑健康状况有准确了解,而快速傅里叶变换公式则如下所示:

$$[0041] \quad X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)W_N^{kn} \quad k=0, 1, \dots, N-1, \quad W_N = e^{-j\frac{2\pi}{N}}$$

[0042] 此时,优选所述脑电波的采集时间是1000秒,如果采集到的脑电波数据超过1000秒,则采用前1000秒的数据,如果采集的脑电波数据少于1000秒则在采集到的脑电数据后补零,补充到1000秒,这样就能在更广的范围内对脑部健康状况有个全面的了解。

[0043] 应当理解的是,对本领域普通技术人员来说,可以根据上述说明加以改进或变换,而所有这些改进和变换都应属于本发明所附权利要求的保护范围。

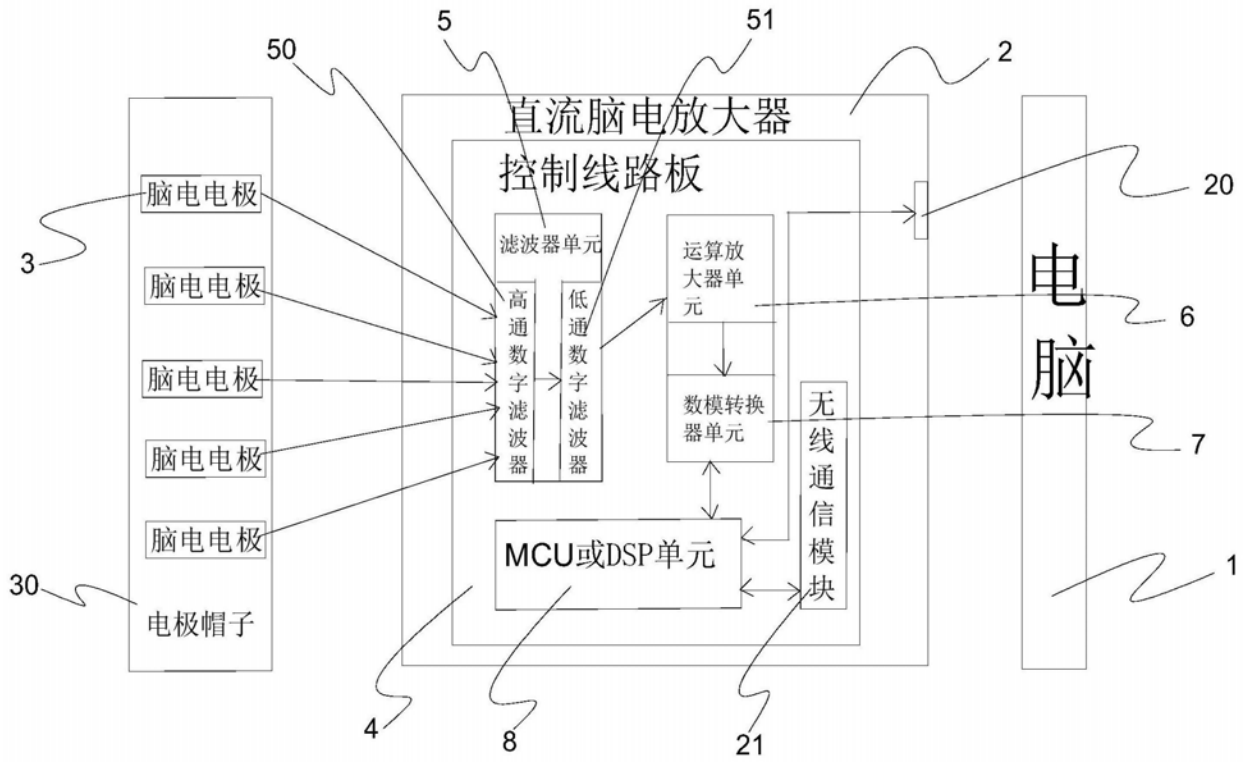


图1

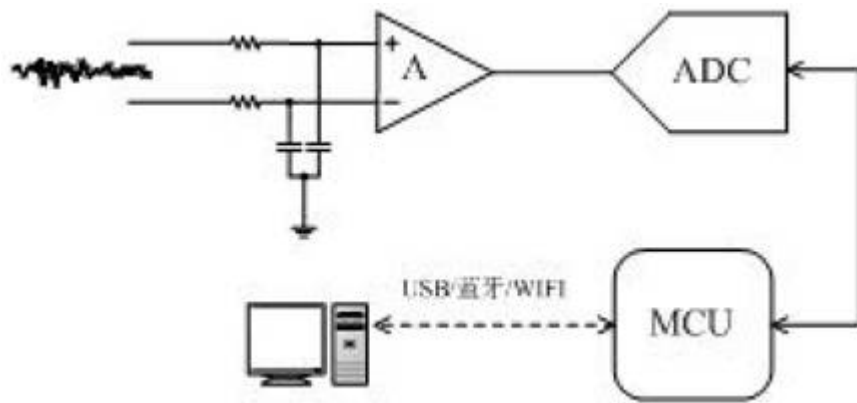


图2

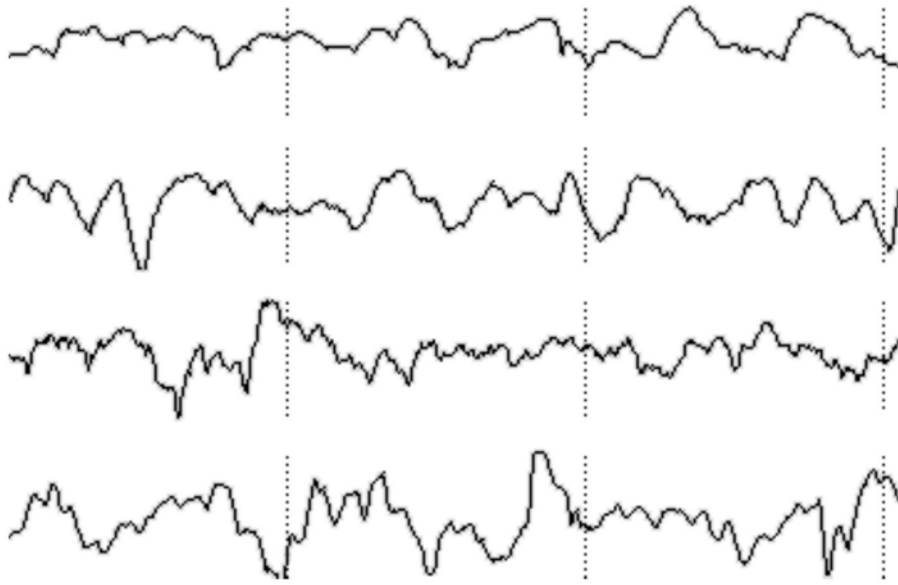


图3

专利名称(译)	一种超低频脑电波检测仪及其检测分析方法		
公开(公告)号	CN109893128A	公开(公告)日	2019-06-18
申请号	CN201910262239.9	申请日	2019-04-02
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市康立高科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市康立高科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市康立高科技有限公司		
[标]发明人	陆永强 侯建凯 侯庆凯 罗庚		
发明人	陆永强 侯建凯 侯庆凯 胡映珊 罗庚		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00		
代理人(译)	王久明		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种超低频脑电波检测仪及其检测分析方法，包括连接电脑的直流脑电放大器，直流脑电放大器可拆装连接有多个脑电电极，其内设有与脑电电极电性导通的控制线路板，控制线路板上设有相互电性导通的滤波器单元、运算放大器单元、数模转换器单元、MCU或DSP单元，滤波器单元包括相互电性连接的先过滤低频信号的截止频率为1mHz的高通数字滤波器、后过滤高频信号的截止频率为1Hz的低通数字滤波器；以及使用该超低频脑电波检测仪来采集、检测脑电波信号，之后再对脑电波信号处理得到实际脑电波的检测分析方法。该发明解决了检测1Hz以下的超低频脑电波的问题，并通过检测到的脑电波信号的处理得到准确的脑电波信号，更精确的了解脑部状况。

