(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 208740965 U
(45)授权公告日 2019.04.16

(21)申请号 201721684800.5

(22)申请日 2017.12.06

(73)专利权人 东莞见达信息技术有限公司
地址 523000 广东省东莞市松山湖高新技术产业开发区礼宾路4号松科苑7号楼404室

(72)发明人 陈世雄 王兴军 韩德民 李彦如 冯发润 于涛 李庆 钱海榕 钱海萍

(74)专利代理机构 深圳市行一知识产权代理事务所(特殊普通合伙) 44453
代理人 杨贤

(51)Int.Cl.
A61B 5/04(2006.01)
A61B 5/0408(2006.01)
A61B 5/0478(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)

(ESM)同样的发明创造已同日申请发明专利

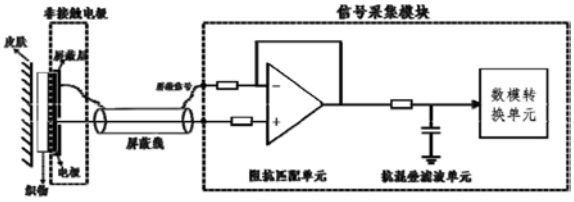
权利要求书1页 说明书4页 附图3页

(54)实用新型名称

一种基于柔性非接触电极的生理电信号检测装置

(57)摘要

本实用新型提供了一种基于柔性非接触电极的生理电信号检测装置，包括：柔性非接触电极、屏蔽线、信号采集模块，信号采集模块包括阻抗匹配单元、抗混叠滤波单元和模数转换单元；柔性非接触电极，用于利用所述柔性非接触电极与人体皮肤形成的耦合电容来检测人体体表的电位变化；屏蔽线，用于将电位变化信号传输到所述阻抗匹配单元的输入端，并在传输的过程中对所述电位变化信号进行电磁干扰屏蔽；阻抗匹配单元，用于将电位变化信号进行信号放大处理；抗混叠滤波单元，用于将经过放大后的电位变化信号进行滤波处理；模数转换单元，用于将经过放大且滤波后的电位变化信号进行模数转换处理，得到人体的生理电信号。



CN 208740965 U

1.一种基于柔性非接触电极的生理电信号检测装置,其特征在于所述装置包括:

柔性非接触电极、屏蔽线、信号采集模块,其中信号采集模块包括阻抗匹配单元、抗混叠滤波单元和模数转换单元;

其中,所述柔性非接触电极与所述屏蔽线的一端连接,所述屏蔽线的另一端与所述阻抗匹配单元的输入端连接,所述阻抗匹配单元的输出端与所述抗混叠滤波单元的输入端连接,所述抗混叠滤波单元的输出端与所述模数转换单元连接;

其中,

柔性非接触电极,用于利用所述柔性非接触电极与人体皮肤形成的耦合电容来检测人体体表的电位变化,并将检测到的电位变化信号传输给所述屏蔽线;

屏蔽线,用于将从柔性非接触电极接收的所述电位变化信号传输到所述阻抗匹配单元的输入端,并在传输的过程中对所述电位变化信号进行电磁干扰屏蔽;

阻抗匹配单元,用于将从所述屏蔽线接收的所述电位变化信号进行信号放大处理,得到放大后的电位变化信号,并将所述放大后的电位变化信号传输给所述抗混叠滤波单元;

抗混叠滤波单元,用于将从所述阻抗匹配单元接收的所述放大后的电位变化信号进行滤波处理,得到放大且滤波后的电位变化信号,并将所述放大且滤波后的电位变化信号传输给所述模数转换单元;

模数转换单元,用于将从所述抗混叠滤波单元接收的所述放大且滤波后的电位变化信号进行模数转换处理,得到人体的生理电信号。

2.根据权利要求1所述的基于柔性非接触电极的生理电信号检测装置,其特征在于:所述柔性非接触电极由两层FPC柔性电路板组成,所述柔性非接触电极的正面层由FPC柔性电极片与环形屏蔽圈构成,所述柔性非接触电极的背面层为屏蔽层,所述背面层包含两个焊盘,所述两个焊盘分别为对应电极信号的第一焊盘和对应屏蔽信号的第二焊盘。

3.根据权利要求2所述的基于柔性非接触电极的生理电信号检测装置,其特征在于:

所述柔性非接触电极正面层的所述环形屏蔽圈与所述柔性非接触电极的背面层由多个排列均匀的过孔相连。

4.根据权利要求2所述的基于柔性非接触电极的生理电信号检测装置,其特征在于:

所述柔性非接触电极为圆角矩形。

5.根据权利要求1所述的基于柔性非接触电极的生理电信号检测装置,其特征在于:

所述屏蔽线为电磁屏蔽线,所述屏蔽线包括四层,从内到外分别为芯线、介电绝缘层、金属屏蔽线、塑料保护套,其中所述芯线连接所述柔性非接触电极背面层的第一焊盘,所述金属屏蔽线连接所述柔性非接触电极背面层的第二焊盘。

6.根据权利要求5所述的基于柔性非接触电极的生理电信号检测装置,其特征在于:

所述屏蔽线为单芯屏蔽线。

一种基于柔性非接触电极的生理电信号检测装置

技术领域

[0001] 本实用新型属于生理电信号检测领域，具体涉及一种基于柔性非接触电极的生理电信号检测装置。

背景技术

[0002] 可穿戴式健康监测系统是利用穿戴式生物传感器采集人体运动与生理参数，来实现对穿戴者运动与健康管理。心电（Electrocardiogram，ECG）和脑电(Electroencephalogram,EEG) 是诊断人体疾病和监测人体健康状况的关键生理指标。尽管无线技术和电子器件小型化已经取得长足进步，然而ECG和EEG在可穿戴健康监测系统上的应用和推广仍然在很大程度上受到传统电极缺点的限制。传统的ECG和EEG测量普遍需要使用导电膏，以减小电极与皮肤的接触电阻。这种湿电极最大的缺点在于，导电膏在一定时间内易干掉，这显然不利于心电和脑电信号的长期监测。同时，导电膏的使用通常会给病人的皮肤带来刺激性而产生不舒适的感觉，因而病人的接受度较低。作为一种改进，干电极通过金属电极与皮肤之间的直接接触拾取人体的生理电信号，从而避免了导电膏的使用。然而干电极对皮肤的电导状况要求更高，并且对病人肢体运动和电极移动等伪影十分敏感。综上所述，传统的湿电极和干电极技术都无法满足可穿戴健康监测系统的各种需求。

[0003] 非接触式电极基于电容耦合原理，无需电极与人体直接接触，无须涂抹导电膏，能够间隔一定的距离和绝缘材料而准确测得人体生理信号，因此非接触电极可以克服传统湿电极和干电极的局限性，在移动心电监测领域具有广泛的应用前景。非接触式电极具有以下优点，首先，非接触式电极测量前无需准备；其次，对受试者的皮肤状态无任何要求，无需裸露皮肤，操作简便，即使穿着衣服也可以随时随地进行可靠的表面生理信号的测量，消除了皮肤过敏的可能性；再者，非接触电极测试负荷较低，检测过程将受试者的不适感降到最低，并且可避免电极极化现象，可满足长时间心电信号检测的需求。现有的主动电极或非接触电极的背面毫无例外的都是包含芯片的，由于芯片本身具有一定的硬度，这样的非接触式电极佩戴起来舒适性较差。鉴于此，需要一种佩戴舒适、干扰小、结构简单的非接触电极。

发明内容

[0004] 为了解决现有技术中存在的上述问题，本实用新型提供了佩戴舒适、屏蔽性好、抗干扰性强、电路结构简单、精确度高、成本低的基于柔性非接触电极的生理电信号检测装置。

[0005] 本实用新型所述的基于柔性非接触电极的生理电信号检测装置，其特征在于所述装置包括：

[0006] 柔性非接触电极、屏蔽线、信号采集模块，其中信号采集模块包括阻抗匹配单元、抗混叠滤波单元和模数转换单元；

[0007] 其中，所述柔性非接触电极与所述屏蔽线的一端连接，所述屏蔽线的另一端与所述阻抗匹配单元的输入端连接，所述阻抗匹配单元的输出端与所述抗混叠滤波单元的输入

端连接，所述抗混叠滤波单元的输出端与所述模数转换单元连接；

[0008] 其中，

[0009] 柔性非接触电极，用于利用所述柔性非接触电极与人体皮肤形成的耦合电容来检测人体体表的电位变化，并将检测到的电位变化信号传输给所述屏蔽线；

[0010] 屏蔽线，用于将从柔性非接触电极接收的所述电位变化信号传输到所述阻抗匹配单元的输入端，并在传输的过程中对所述电位变化信号进行电磁干扰屏蔽，可以为任何形式的屏蔽线(比如金属网屏蔽线或双绞线)；

[0011] 阻抗匹配单元，用于将从所述屏蔽线接收的所述电位变化信号进行信号放大处理，得到放大后的电位变化信号，并将所述放大后的电位变化信号传输给所述抗混叠滤波单元；

[0012] 抗混叠滤波单元，用于将从所述阻抗匹配单元接收的所述放大后的电位变化信号进行滤波处理，得到放大且滤波后的电位变化信号，并将所述放大且滤波后的电位变化信号传输给所述模数转换单元；

[0013] 模数转换单元，用于将从所述抗混叠滤波单元接收的所述放大且滤波后的电位变化信号进行模数转换处理，得到人体的生理电信号。

[0014] 优选的，所述柔性非接触电极由两层FPC柔性电路板组成，所述柔性非接触电极的正面层由FPC柔性电极片与环形屏蔽圈构成，所述柔性非接触电极的背面层为屏蔽层，所述背面层包含两个焊盘，所述两个焊盘分别为对应电极信号的第一焊盘和对应屏蔽信号的第二焊盘。

[0015] 优选的，所述柔性非接触电极正面层的所述环形屏蔽圈与所述柔性非接触电极的背面层由多个排列均匀的过孔相连。

[0016] 优选的，所述柔性非接触电极为圆角矩形。

[0017] 优选的，所述屏蔽线为电磁屏蔽线，所述屏蔽线包括四层，从内到外分别为芯线、介电绝缘层、金属屏蔽线、塑料保护套，其中所述芯线连接所述柔性非接触电极背面层的第一焊盘，所述金属屏蔽线连接所述柔性非接触电极背面层的第二焊盘。

[0018] 优选的，所述屏蔽线为单芯屏蔽线。

[0019] 与现有技术相比，本实用新型所述的技术方案，其柔性非接触电极本身是没有芯片的，并且采用柔性电路板(Flexible Printed Circuit,FPC)材料作为非接触电极的制作材料，这样佩戴起来非常舒适；并且本实用新型的屏蔽线采用独特的多层设计，电磁屏蔽性非常好，极大的降低了信号传输过程中的干扰；此外，本实用新型的柔性非接触电极采用独特的双层设计，简化了生产工艺，并且电极本身就具有良好的屏蔽性；本实用新型通过独特的非接触电极结构和屏蔽层设计，进一步简化了前置处理电路的设计，实现了单运放的非接触处理电路，进一步降低了电极成本。

附图说明

[0020] 为了更清楚地说明本实用新型实施例的技术方案，下面将对实施例中所需要使用的附图作简单地介绍，显而易见地，下面描述中的附图仅仅是本实用新型的一些实施例，对于本领域普通技术人员来讲，在不付出创造性劳动的前提下，还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0021] 图1是本实用新型所述的基于柔性非接触电极的生理电信号检测装置的结构图；

[0022] 图2是本实用新型所述的基于柔性非接触电极的生理电信号检测装置中柔性非接触电极和屏蔽线的结构图；

[0023] 图3是直接接触电极和本实用新型所述的基于柔性非接触电极的生理电信号检测装置得到的心电波形对比图；

[0024] 图4是基于柔性非接触电极的生理电信号检测装置测得的脑电频谱图；

[0025] 图5是基于柔性非接触电极的生理电信号检测装置测得的脑电时域波形。

具体实施方式

[0026] 下面结合具体实施例对本实用新型所述的一种基于柔性非接触电极的生理电信号检测装置的技术方案作进一步说明，要指出的是，本实施例所述的具体技术方案，并不作为对本实用新型权利要求的限制。

[0027] 如图1所示，本实用新型所述的基于柔性非接触电极的生理电信号检测装置包括：柔性非接触电极1、屏蔽线2、信号采集模块3，其中信号采集模块包括阻抗匹配单元3A、抗混叠滤波单元3B和模数转换单元3C。

[0028] 其中，所述柔性非接触电极1与所述屏蔽线2的一端连接，所述屏蔽线2的另一端与所述阻抗匹配单元3A的输入端连接，所述阻抗匹配单元3A的输出端与所述抗混叠滤波单元3B的输入端连接，所述抗混叠滤波单元3B的输出端与所述模数转换单元3C连接。

[0029] 其中，柔性非接触电极1，用于利用所述柔性非接触电极1与人体皮肤4形成的耦合电容来检测人体体表的电位变化，并将检测到的电位变化信号传输给所述屏蔽线2；

[0030] 屏蔽线2，用于将从柔性非接触电极1接收的所述电位变化信号传输到所述阻抗匹配单元3A的输入端，并在传输的过程中对所述电位变化信号进行电磁干扰屏蔽；

[0031] 阻抗匹配单元3A，用于将从所述屏蔽线2接收的所述电位变化信号进行信号放大处理，得到放大后的电位变化信号，并将所述放大后的电位变化信号传输给所述抗混叠滤波单元 3B；

[0032] 抗混叠滤波单元3B，用于将从所述阻抗匹配单元3A接收的所述放大后的电位变化信号进行滤波处理，得到放大且滤波后的电位变化信号，并将所述放大且滤波后的电位变化信号传输给所述模数转换单元3C；

[0033] 模数转换单元3C，用于将从所述抗混叠滤波单元3B接收的所述放大且滤波后的电位变化信号进行模数转换处理，得到人体的生理电信号。

[0034] 本实用新型通过独特的非接触电极和电磁屏蔽设计，可实现电极与电路的分离，克服了传统的非接触电极背面普遍需要放置芯片和电路的局限性，大大提高了非接触电极的灵活性和舒适性。

[0035] 如图2所示，本实用新型所述的柔性非接触电极1由两层FPC柔性电路板组成：正面层 1A由圆角矩形的FPC柔性电极片与环形屏蔽圈构成，背面层1B为屏蔽层；正面层1A屏蔽圈与背面层1B由15个排列均匀的过孔相连；背面层1B包含两个焊盘，分别为第一焊盘和第二焊盘，分别对应电极信号和屏蔽信号。

[0036] 本实用新型利用柔性FPC材料作为非接触电极的制作材料，进一步提高了受试者的舒适性，特别适用于长时间的可穿戴健康监测系统和睡眠监测系统。传统的非接触电极

一般为3 层圆形结构(底层为电极,中间层为屏蔽层,顶层为电路及芯片焊接层),本实用新型改进为两层圆角矩形结构,一方面进一步简化了电极的生产工艺,另一方面增大了电极与皮肤之间的感应面积从而实现了待测信号的增强,同时通过电路与电极的分离进一步优化了电磁屏蔽的效果。

[0037] 如图2所示,所述屏蔽线2为单芯电磁屏蔽线,所述屏蔽线2包括四层,从内到外分别为芯线2A、介电绝缘层2B、金属屏蔽线2C、塑料保护套2D,其中所述芯线2A连接所述柔性非接触电极背面层1B的第一焊盘,所述金属屏蔽线2C连接所述柔性非接触电极背面层1B的第二焊盘。

[0038] 本实用新型通过独特的非接触电极结构和屏蔽层设计,进一步简化了前置处理电路的设计,实现了单运放的非接触处理电路,进一步降低了电极成本。

[0039] 分别利用传统的直接接触电极(电极金属片直接与皮肤接触)和本实用新型所述的基于柔性非接触电极的生理电信号检测装置测量同一位置(V1:探查电极放在胸骨右缘第4肋间) 的心电信号,得到的时域波形对比如图3所示。从图3中可以看出,本实用新型提出的所述的基于柔性非接触电极的生理电信号检测装置得到的心电信号的波形和信噪比与直接接触电极非常类似,证明了本实用新型的技术方案比较可行,在心电监测中的性能可达到与直接接触电极相当的水平。

[0040] 此外,还利用本实用新型所述的基于柔性非接触电极的生理电信号检测装置测量了一例健康受试者的脑电信号,非接触电极置于脑后O1位置,参考电极(亦为非接触电极)置于前额位置,受试者依次睁眼5秒、闭眼5秒,并重复3次,得到的结果如图4和图5所示。人类脑电波最显著的特征之一是闭眼放松时,脑电中会出现显著的α波成分,频率范围为 8-13Hz。对上述得到的脑电信号进行频谱分析,可发现频谱图(图4)中出现了明显的由于闭眼活动引起的11Hz的α波的波峰,图5进一步的时域分析表明,当受试者闭眼时,可观察到显著的α波节律,当受试者闭眼时,α波节律消失。以上结果证明了本实用新型所述的基于柔性非接触电极的生理电信号检测装置可检测到可靠的脑电信号。

[0041] 需要说明的是,本说明书中所描述的具体实施例,其所取名称等可以不同,本说明书中所描述的以上内容仅仅是对本实用新型所述的方法、系统和装置所作的举例说明。凡依据本实用新型专利构思所述的方法、特征及原理所做的等效变化或者简单变化,均包括于本实用新型专利的保护范围内。本实用新型所属技术领域的技术人员可以对所描述的具体实施例做各种各样的修改或补充或采用类似的方式替代,只要不偏离本实用新型的方法或者超越本权利要求书所定义的范围,均应属于本实用新型的保护范围。

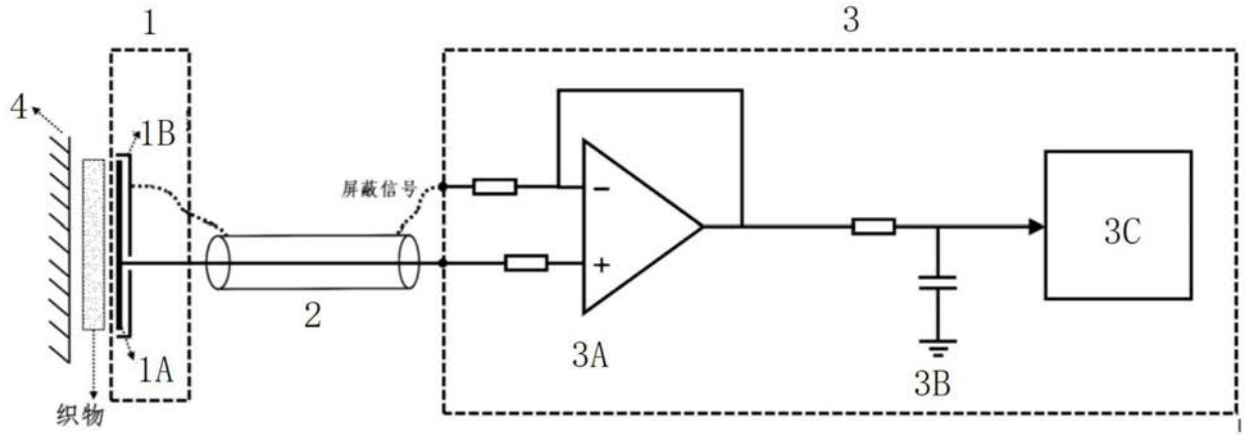


图1

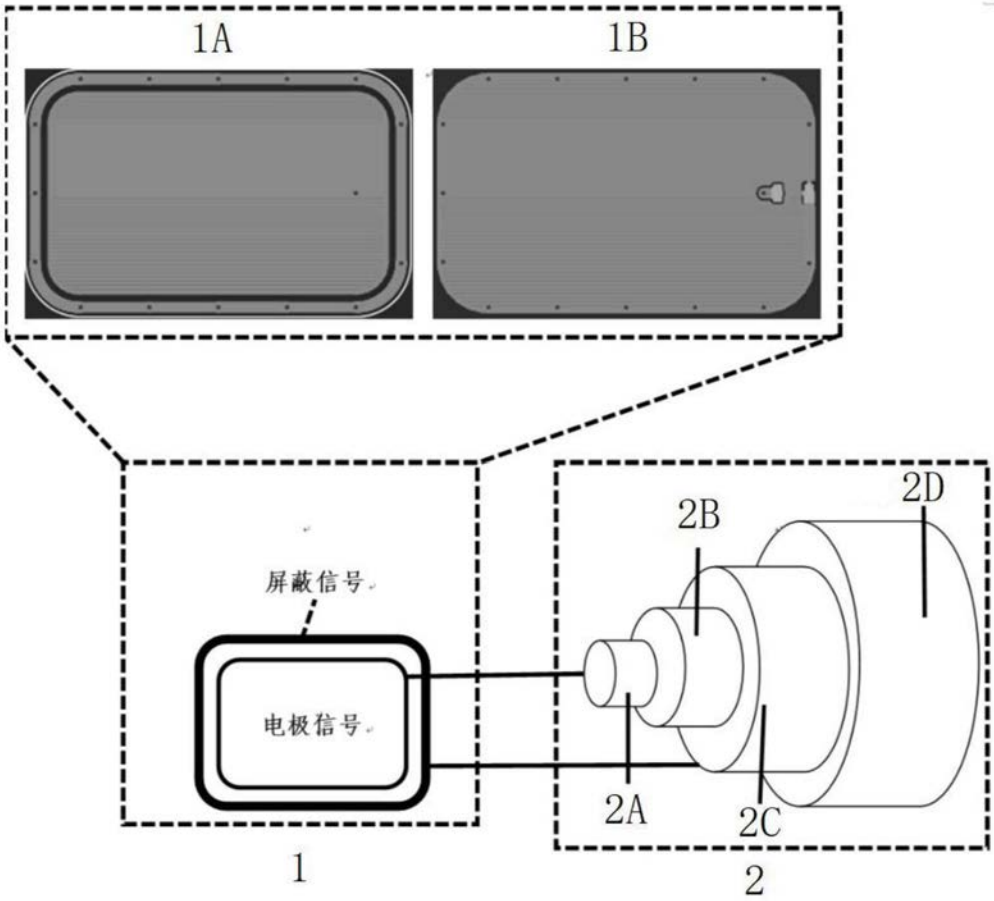


图2

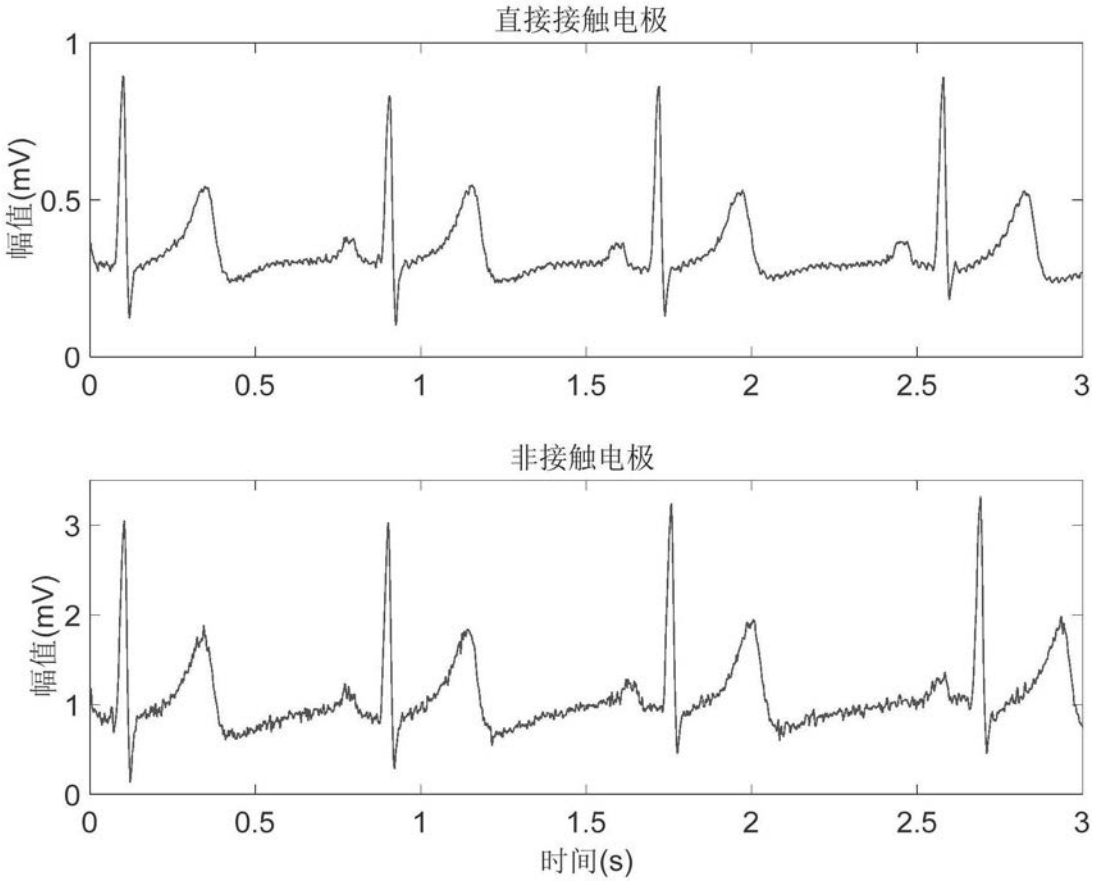

直接接触电极
幅值(mV)
1
0.5
0
0
0.5
1
1.5
2
2.5
3
非接触电极
幅值(mV)
3
2
1
0
0
0.5
1
1.5
2
2.5
3
时间(s)

图3

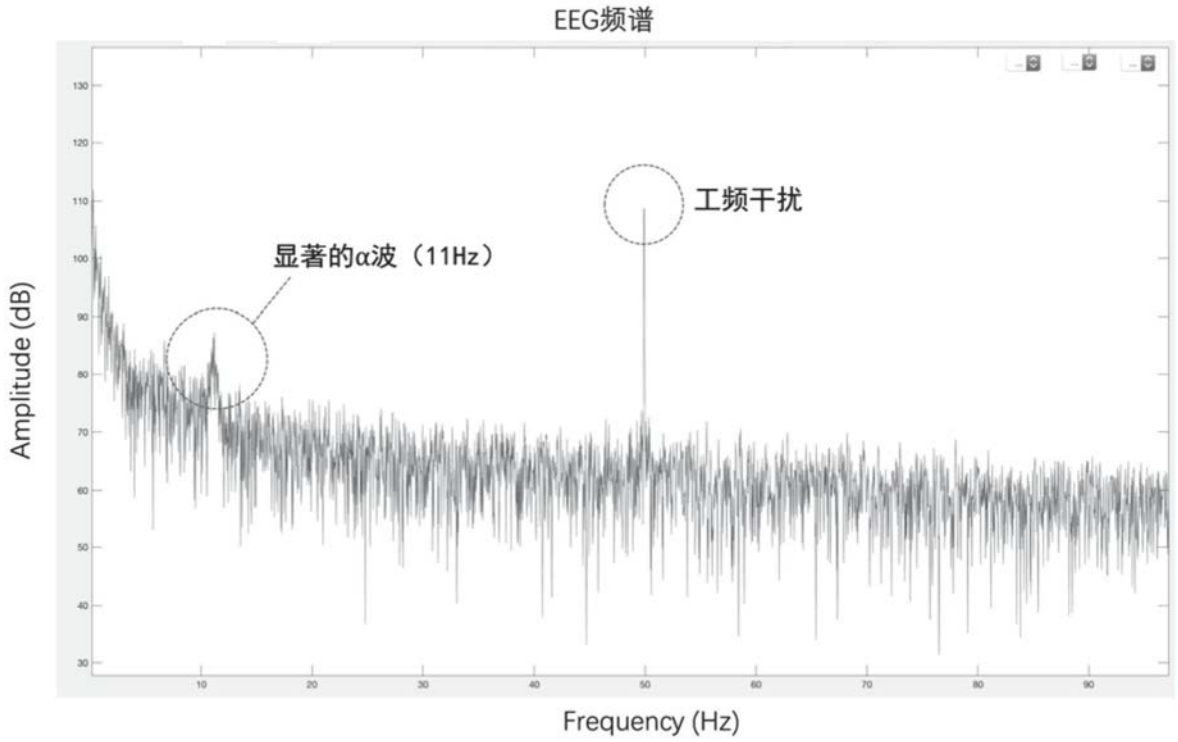

EEG频谱
显著的α波（11Hz）
工频干扰
Amplitude (dB)
Frequency (Hz)

图4

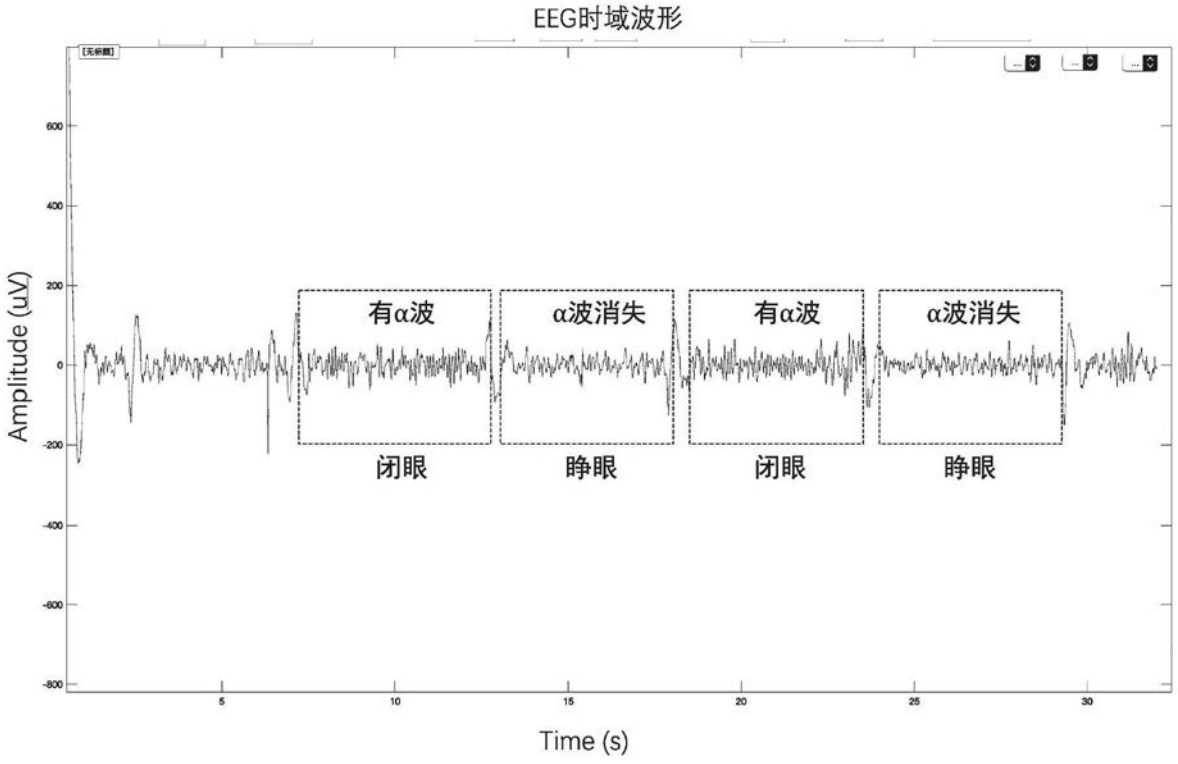

EEG时域波形
有α波
α波消失
有α波
α波消失
闭眼
睁眼
闭眼
睁眼
Amplitude (uV)
Time (s)

图5