



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110840452 A

(43)申请公布日 2020. 02. 28

(21)申请号 201911255649.7

H03H 17/02(2006.01)

(22)申请日 2019.12.10

(71)申请人 广西师范大学

地址 541004 广西壮族自治区桂林市七星
区育才路15号

(72)发明人 廖志贤 石佳怡 谭承恒 莫胜胜
刘前虔 李振盛

(74)专利代理机构 桂林市持衡专利商标事务
所 45107

代理人 陈跃琳

(51)Int.Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/04(2006.01)

H03H 17/00(2006.01)

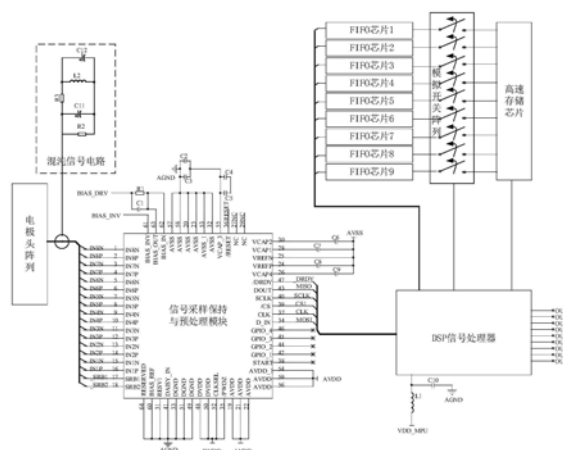
权利要求书2页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

一种脑电波信号的滤波装置及方法

(57)摘要

本发明公开一种脑电波信号的滤波装置及方法,由电极头阵列、混沌信号电路、信号采样保持与预处理模块、DSP信号处理器和数字信号可移动窗口组成。本发明解决了由于穿戴式检测传感器在人的运动过程中导致的传感器短时间移位、接触不良导致的脑电波信号突变问题,提高信号的有效性、可靠性和准确性,具有很高的实用价值和创新性。



1. 一种脑电波信号的滤波装置,包括滤波装置本体,其特征是,由电极头阵列、混沌信号电路、信号采样保持与预处理模块、DSP信号处理器和数字信号可移动窗口组成;

电极头阵列形成采集滤波装置本体的输入端,并与人脑连接;电极头阵列和混沌信号电路的输出端同时与信号采样保持与预处理模块的输入端连接;信号采样保持与预处理模块的输出端连接DSP信号处理器的输入端;DSP信号处理器的输出端形成滤波装置本体的输出端;

DSP信号处理器的存储输入端连接数字信号可移动窗口的输入端,数字信号可移动窗口的输出端连接DSP信号处理器的存储输出端,DSP信号处理器的控制端连接数字信号可移动窗口的控制端。

2. 根据权利要求1所述的一种脑电波信号的滤波装置及方法,其特征是,数字信号可移动窗口由FIFO芯片阵列、模拟开关阵列和高速存储芯片组成;FIFO芯片阵列的输入端形成数字信号可移动窗口的输入端,FIFO芯片的输出端经由模拟开关阵列连接高速存储芯片的输入端,高速存储芯片的输出端形成数字信号可移动窗口的输出端。

3. 根据权利要求2所述的一种脑电波信号的滤波装置及方法,其特征是,电极头阵列所包含的电极头的数量、FIFO芯片阵列所包含的FIFO芯片数量、以及模拟开关阵列所包含的模拟开关数量相同。

4. 根据权利要求1所述的一种脑电波信号的滤波装置及方法,其特征是,所述混沌信号电路是由电阻R2~R3、滤波电感L2、以及滤波电容C11~C12组成;滤波电容C12和滤波电感L2并联后,其一端经由电阻R3与滤波电容C11的一端连接,其另一端直接与滤波电容C11的另一端连接;电阻R2的两端并接在滤波电容C11的两端;电阻R2、电阻R3和滤波电容C11的相连端形成混沌信号电路的输出端。

5. 权利要求1所述滤波装置所实现的一种脑电波信号的滤波方法,其特征是,包括步骤如下:

步骤1、电极头阵列采集多维原始脑电波信号,并将其送入信号采样保持与预处理模块;

步骤2、混沌信号电路产生随机的混沌信号,并将混沌信号加入到多维原始脑电波信号中,并将其送入信号采样保持与预处理模块;

步骤3、信号采样保持与预处理模块对带有混沌信号的多维原始脑电波信号进行采样和预处理,滤除掉其中的混沌信号,得到多维增强脑电波信号,并输入到DSP信号处理器中;

步骤4、DSP信号处理器将多维增强脑电波信号送入数字信号可移动窗口;在DSP信号处理器的控制下,数字信号可移动窗口对多维增强脑电波信号进行窗口移动提取,得到电极头阵列的各个电极头在当前窗口内的增强脑电波信号;

步骤5、DSP信号处理器根据数字信号可移动窗口所提取到的电极头阵列的各个电极头在当前窗口内的增强脑电波信号,计算第m个电极头在当前窗口内第n段的增强脑电波信号在所有M个电极头在当前窗口内第n段的增强脑电波信号中出现的概率 p_{mn} ;其中:

$$p_{mn} = \frac{W[m][n]}{\sum_{n=1}^M W[m][n]}$$

步骤6、DSP信号处理器根据概率 p_{mn} ,计算电极头阵列的所有M个电极头在当前窗口内的

增强脑电波信号的综合熵值 φ ；其中：

$$\varphi = - \sum_{n=1}^N \left\langle \frac{1 + \sum_{m=1}^M \left[\frac{1}{\ln m} \times p_{mn} \times \ln(p_{mn}) \right]}{\sum_{n=1}^N \left\{ 1 + \sum_{m=1}^M \left[\frac{1}{\ln m} \times p_{mn} \times \ln(p_{mn}) \right] \right\}} \times \sum_{m=1}^M \left[\frac{1}{\ln m} \times p_{mn} \times \ln(p_{mn}) \right] \right\rangle$$

步骤7、DSP信号处理器根据综合熵值 φ 计算有效综合熵值 $S(\varphi \cdot \tau)$ ；再将有效综合熵值 $S(\varphi \cdot \tau)$ 与判断阈值 ς 进行比较：当有效综合熵值 $S(\varphi \cdot \tau)$ 大于判断阈值 ς 时，则丢弃电极头阵列的所有电极头在当前窗口内的增强脑电波信号；否则，保留电极头阵列的所有电极头在当前窗口内的增强脑电波信号，并对其进行滤波后作为最终脑电波信号输出；其中：

$$S(\varphi \cdot \tau) = \frac{1}{1 + e^{-\varphi \cdot \tau}}$$

上述 $W[m][n]$ 数字信号可移动窗口的第 m 个FIFO芯片的第 n 段增强脑电波信号； $m=1, 2, 3 \dots M$ ， M 表示FIFO芯片阵列中FIFO芯片的数量也即电极头阵列的电极头的数量； $n=1, 2, 3 \dots N$ ， N 表示FIFO芯片阵列中FIFO芯片的可移动窗口长度； τ 表示增益系数系数。

一种脑电波信号的滤波装置及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及脑电波处理技术领域,具体涉及一种脑电波信号的滤波装置及方法。

背景技术

[0002] 脑电波 (Electroencephalogram, EEG) 是一种使用电生理指标记录大脑活动的方法,是脑神经细胞的电生理活动在大脑皮层或头皮表面的总体反映,频率变动范围在每秒1~30次之间的,其随频率变化可划分为 δ (1~3Hz)、 θ (4~7Hz)、 α (8~13Hz)、 β (14~30Hz) 等波段,其特征为信号频率低、强度小、波幅范围不稳定。

[0003] 目前,脑电波信号的采集常常通过在人脑处附贴电极头来实现。然而,在采集脑电波信号的过程中,容易出现测试者身体活动或电极头与皮肤接触不稳固使电极头突然移动的情况,而造成采集到的脑电波信号突变频段,这对后续脑电波信号的研究分析带来很大的干扰。而当前常用的滤波方法,例如维纳滤波、卡尔曼滤波、FIR滤波等滤波方法,对于脑电波这种特殊的信号的滤波效果达不到理想的要求,效率较低,并不适用于处理脑电波信号。

发明内容

[0004] 本发明所要解决的是现有滤波方法不适用于处理脑电波这种特殊的信号的问题,提供一种脑电波信号的滤波装置及方法。

[0005] 为解决上述问题,本发明是通过以下技术方案实现的:

[0006] 一种脑电波信号的滤波装置,包括滤波装置本体,由电极头阵列、混沌信号电路、信号采样保持与预处理模块、DSP信号处理器和数字信号可移动窗口组成;

[0007] 电极头阵列形成采集滤波装置本体的输入端,并与人脑连接;电极头阵列和混沌信号电路的输出端同时与信号采样保持与预处理模块的输入端连接;信号采样保持与预处理模块的输出端连接DSP信号处理器的输入端;DSP信号处理器的输出端形成滤波装置本体的输出端;

[0008] DSP信号处理器的存储输入端连接数字信号可移动窗口的输入端,数字信号可移动窗口的输出端连接DSP信号处理器的存储输出端,DSP信号处理器的控制端连接数字信号可移动窗口的控制端。

[0009] 上述方案中,数字信号可移动窗口由FIFO芯片阵列、模拟开关阵列和高速存储芯片组成;FIFO芯片阵列的输入端形成数字信号可移动窗口的输入端,FIFO芯片的输出端经由模拟开关阵列连接高速存储芯片的输入端,高速存储芯片的输出端形成数字信号可移动窗口的输出端。

[0010] 上述方案中,电极头阵列所包含的电极头的数量、FIFO芯片阵列所包含的FIFO芯片数量、以及模拟开关阵列所包含的模拟开关数量相同。

[0011] 上述方案中,混沌信号电路是由电阻R2~R3、滤波电感L2、以及滤波电容C11~C12组成;滤波电容C12和滤波电感L2并联后,其一端经由电阻R3与滤波电容C11的一端连接,其

另一端直接与滤波电容C11的另一端连接;电阻R2的两端并接在滤波电容C11的两端;电阻R2、电阻R3和滤波电容C11的相连端形成混沌信号电路的输出端。

[0012] 上述方滤波装置所实现的一种脑电波信号的滤波方法,包括步骤如下:

[0013] 步骤1、电极头阵列采集多维原始脑电波信号,并将其送入信号采样保持与预处理模块;

[0014] 步骤2、混沌信号电路产生随机的混沌信号,并将混沌信号加入到多维原始脑电波信号中,并将其送入信号采样保持与预处理模块;

[0015] 步骤3、信号采样保持与预处理模块对带有混沌信号的多维原始脑电波信号进行采样和预处理,滤除掉其中的混沌信号,得到多维增强脑电波信号,并输入到DSP信号处理器中;

[0016] 步骤4、DSP信号处理器将多维增强脑电波信号送入数字信号可移动窗口;在DSP信号处理器的控制下,数字信号可移动窗口对多维增强脑电波信号进行窗口移动提取,得到电极头阵列的各个电极头在当前窗口内的增强脑电波信号;

[0017] 步骤5、DSP信号处理器根据数字信号可移动窗口所提取到的电极头阵列的各个电极头在当前窗口内的增强脑电波信号,计算第m个电极头在当前窗口内第n段的增强脑电波信号在所有M个电极头在当前窗口内第n段的增强脑电波信号中出现的概率 p_{mn} ;其中:

$$[0018] \quad p_{mn} = \frac{W[m][n]}{\sum_{n=1}^M W[m][n]}$$

[0019] 步骤6、DSP信号处理器根据概率 p_{mn} ,计算电极头阵列的所有M个电极头在当前窗口内的增强脑电波信号的综合熵值 φ ;其中:

$$[0020] \quad \varphi = - \sum_{n=1}^N \left\langle \frac{1 + \sum_{m=1}^M \left[\frac{1}{\ln m} \times p_{mn} \times \ln(p_{mn}) \right]}{\sum_{n=1}^N \left\{ 1 + \sum_{m=1}^M \left[\frac{1}{\ln m} \times p_{mn} \times \ln(p_{mn}) \right] \right\}} \times \sum_{m=1}^M \left[\frac{1}{\ln m} \times p_{mn} \times \ln(p_{mn}) \right] \right\rangle$$

[0021] 步骤7、DSP信号处理器根据综合熵值 φ 计算有效综合熵值 $S(\varphi \cdot \tau)$;再将有效综合熵值 $S(\varphi \cdot \tau)$ 与判断阈值 ζ 进行比较:当有效综合熵值 $S(\varphi \cdot \tau)$ 大于判断阈值 ζ 时,则丢弃电极头阵列的所有电极头在当前窗口内的增强脑电波信号;否则,保留电极头阵列的所有电极头在当前窗口内的增强脑电波信号,并对其进行滤波后作为最终脑电波信号输出;其中:

$$[0022] \quad S(\varphi \cdot \tau) = \frac{1}{1 + e^{-(\varphi \cdot \tau)}}$$

[0023] 上述 $W[m][n]$ 数字信号可移动窗口的第m个FIFO芯片的第n段增强脑电波信号; $m=1,2,3 \dots M$,M表示FIFO芯片阵列中FIFO芯片的数量也即电极头阵列的电极头的数量; $n=1,2,3 \dots N$,N表示FIFO芯片阵列中FIFO芯片的可移动窗口长度; τ 表示增益系数系数。

[0024] 与现有技术相比,本发明更好的解决了由于穿戴式检测传感器在人的运动过程中导致的传感器短时间移位、接触不良导致的EEG(脑电波)信号突变问题,提高信号的有效性、可靠性和准确性,具有很高的实用价值和创新性。

附图说明

[0025] 图1为一种脑电波信号的滤波装置的原理图。

[0026] 图2为一种脑电波信号的滤波方法的流程图。

具体实施方式

[0027] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚明白,以下结合具体实例,对本发明进一步详细说明。

[0028] 参见图1,一种采集脑电波的采集滤波装置,由电极头阵列、混沌信号电路、信号采样保持与预处理模块、DSP信号处理器、FIFO芯片阵列、模拟开关阵列和高速存储芯片组成。

[0029] 电极头阵列所包含的电极头的数量、FIFO芯片阵列所包含的FIFO芯片数量、以及模拟开关阵列所包含的模拟开关数量相同。在本发明优选实施例中,FIFO芯片阵列所包含的FIFO芯片数量和模拟开关阵列所包含的模拟开关数量均为9个。

[0030] 混沌信号电路是由电阻R2~R3、滤波电感L2、以及滤波电容C11~C12所构成的蔡氏电路结构。滤波电容C12和滤波电感L2并联后,其一端经由电阻R3与滤波电容C11的一端连接,其另一端直接与滤波电容C11的另一端连接。电阻R2的两端并接在滤波电容C11的两端。电阻R2、电阻R3和滤波电容C11的相连端形成混沌信号电路的输出端。

[0031] FIFO芯片阵列、模拟开关阵列和高速存储芯片构成数字信号可移动窗口。在DSP信号处理器的控制下,每一维脑电波信号存储到一个FIFO芯片中,即多维脑电波信号拆分成多路信号分别传入对应个数的FIFO芯片中,DSP信号处理器可根据每个FIFO芯片中的信号序列的熵值,控制模拟开关阵列的通断,由于模拟开关阵列中模拟开关与FIFO芯片阵列的FIFO芯片一一对应,因而通过控制控制模拟开关阵列的通断能够选择有效的数据传送到高速存储芯片内,用于被DSP信号处理器调取。

[0032] 电极头阵列形成采集滤波装置的输入端,并与人脑连接;电极头阵列和混沌信号电路的输出端同时与信号采样保持与预处理模块的输入端连接,信号采样保持与预处理模块的输出端连接DSP信号处理器的输入端;DSP信号处理器的输出端形成采集滤波装置的输出端。DSP信号处理器的存储输入端连接FIFO芯片的输入端,FIFO芯片的输出端经由模拟开关阵列连接高速存储芯片的输入端,高速存储芯片的输出端连接DSP信号处理器的存储输出端。DSP信号处理器的控制端与模拟开关阵列的控制端连接。

[0033] 电极头阵列附贴在人脑上,并采集到多维原始脑电波信号。利用混沌信号电路产生随机的混沌信号,并将混沌信号加入到多维原始脑电波信号中,根据随机共振理论可知,微弱的多维原始脑电波信号加入适当的随机信号后,弱信号将得到加强,加强后的多维原始脑电波信号携带着随机的混沌信号被送入信号采样保持与预处理模块。在信号采样保持与预处理模块中,采用带通滤波器对加入的随机信号进行滤除,留下增强后的脑电波信号,增强后的脑电波信号通过高速串行通讯总线被送入DSP信号处理器。DSP信号处理器通过高速串行通讯总线将脑电波信号传入数字信号可移动窗口;数字信号可移动窗口对脑电波信号进行移动处理后传入DSP信号处理器。DSP信号处理器计算信号熵值,并根据计算的信号熵值对脑电波信号进行清洗和滤波后将多维脑电波信号输出。

[0034] 参见图2,上述装置所实现的一种脑电波信号的滤波方法,其具体包括步骤如下:

[0035] 步骤1、电极头阵列采集原始多维脑电波信号,并将其送入信号采样保持与预处理

模块；

[0036] 步骤2、混沌信号电路产生随机的混沌信号，并将混沌信号加入到原始多维脑电波信号中，并将其送入信号采样保持与预处理模块；

[0037] 步骤3、信号采样保持与预处理模块对带有混沌信号的原始多维脑电波信号进行采样和硬件层次的预处理，滤除掉其中的混沌信号，得到增强多维脑电波信号，并利用高速串行通信总线输入到DSP信号处理器中；

[0038] 步骤4、DSP信号处理器将多维增强脑电波信号送入数字信号可移动窗口；在DSP信号处理器的控制下，数字信号可移动窗口对多维增强脑电波信号进行窗口移动提取，得到电极头阵列的各个电极头在长度为N的窗口内的增强脑电波信号。

[0039] DSP信号处理器对模拟开关阵列中模拟开关的通断进行实时控制，以让FIFO芯片阵列中对应FIFO芯片内的增强脑电波信号被存入高速存储芯片中。因 $M \times N$ 的二维数组 $W[M][N]$ 对于数字信号序列来说是先进先出即可移动的，我们称之为数字信号可移动窗口 $W[M][N]$ 。利用FIFO芯片阵列，创建 $M \times N$ 的二维数组 $W[M][N]$ ，该数组是一个先进先出(FIFO)结构的缓冲区。二维数组 $W[M][N]$ 中， $W[m][n]$ 是其中的元素。 M 表示FIFO芯片阵列中FIFO芯片的数量，FIFO芯片阵列的每个FIFO芯片用于存放电极头阵列一个电极头的实时增强脑电波信号， M 也表示电极头的总数， m 是数组的行序号，代表第 m 个FIFO芯片， $m=1, 2, 3 \dots M$ 。 N 表示FIFO芯片的可移动窗口长度， n 是数组的列序号，代表FIFO芯片可移动窗口内增强脑电波信号的采样点序号， $n=1, 2, 3 \dots N$ 。令第 m 个电极头在第 z 时刻(初始时刻，在本实施例中令 $z=0$)的实时数字信号为 x_{mz} ，将 z 时刻之后的数字信号序列装载到二维数组 $W[M][N]$ 中，即将 $x_{m(z+n)}$ 装载到二维数组 $W[M][N]$ 的 $W[m][n]$ 元素中。

[0040] 步骤5、DSP信号处理器利用数字信号可移动窗口所提取到的电极头阵列的各个电极头在长度为N的窗口内的增强脑电波信号，可移动窗口内包括很多段增强脑电波信号，计算第 m 个电极头在窗口内第 n 段的增强脑电波信号在所有 M 个电极头在窗口内第 n 段的增强脑电波信号中出现的概率 p_{mn} ：

$$[0041] \quad p_{mn} = \frac{W[m][n]}{\sum_{n=1}^M W[m][n]}$$

[0042] 此时，第 m 个电极头在窗口内第 n 段脑电波信号的不确定性概率 $f(P_{mn})$ ：

$$[0043] \quad f(P_{mn}) = \ln \frac{1}{p_{mn}} = -\ln p_{mn}$$

[0044] 步骤6、对所有电极头在窗口内的数字信号进行综合计算，得到所有电极头在当前时刻的综合熵值；

[0045] 步骤6.1、计算所有 M 个电极头的第 n 段脑电波信号的熵值 E_n ：

$$[0046] \quad E_n = -\sum_{m=1}^M \left[\frac{1}{\ln m} \times p_{mn} \times \ln(p_{mn}) \right]$$

[0047] 步骤6.2、计算所有 M 个电极头的第 n 段脑电波信号的信息熵冗余度 D_n ：

$$[0048] \quad D_n = 1 - E_n$$

[0049] 步骤6.3、计算所有 M 个电极头的第 n 段信号在所有 N 段脑电波信号中的权重 G_n ：

$$[0050] \quad G_n = \frac{D_n}{\sum_{n=1}^N D_n}$$

[0051] 特别地, $0 \leq W_n \leq 1$ 且 $\sum_{n=1}^N D_n = 1$;

[0052] 步骤6.4、计算所有M个电极头的第N段脑电波信号的综合熵值 φ :

$$[0053] \quad \varphi = \sum_{n=1}^N G_n E_n$$

[0054] 步骤7、将上述步骤 φ , 乘以一个系数 τ 后, 通过激活函数Sigmoid函数计算其有效综合熵值 $S(\varphi \cdot \tau)$:

$$[0055] \quad S(\varphi \cdot \tau) = \frac{1}{1 + e^{-(\varphi \cdot \tau)}}$$

[0056] 步骤5.8、将信号熵值算法模块的输出结果 $S(\varphi \cdot \tau)$ 送入信号清洗模块, 进行如下处理: 设置一个判断阈值 ζ , 当 $S(\varphi \cdot \tau)$ 的值大于 ζ , 则说明该窗口包含的信号被污染了, 要丢弃; 否则将判断该窗口包含的信号有效, 可以送入MIMO数字滤波器模块并输出。

[0057] 随着时间的推移, 重复步骤1至步骤5, 对采集的脑电波信号进行处理, 提高脑电波信号的采集与分析的正确性。

[0058] 需要说明的是, 尽管以上本发明所述的实施例是说明性的, 但这并非是对本发明的限制, 因此本发明并不局限于上述具体实施方式中。在不脱离本发明原理的情况下, 凡是本领域技术人员在本发明的启示下获得的其它实施方式, 均视为在本发明的保护之内。

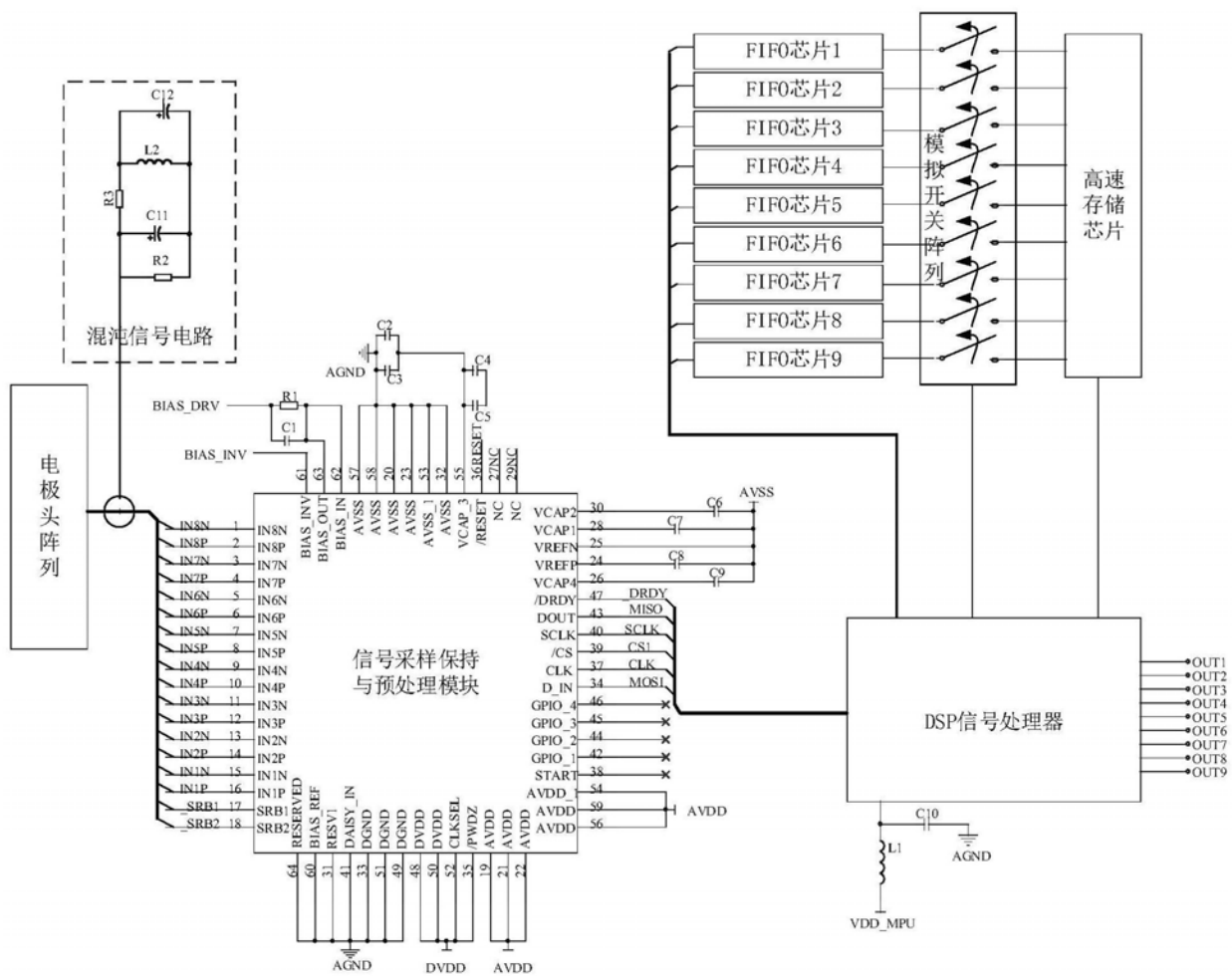


图1

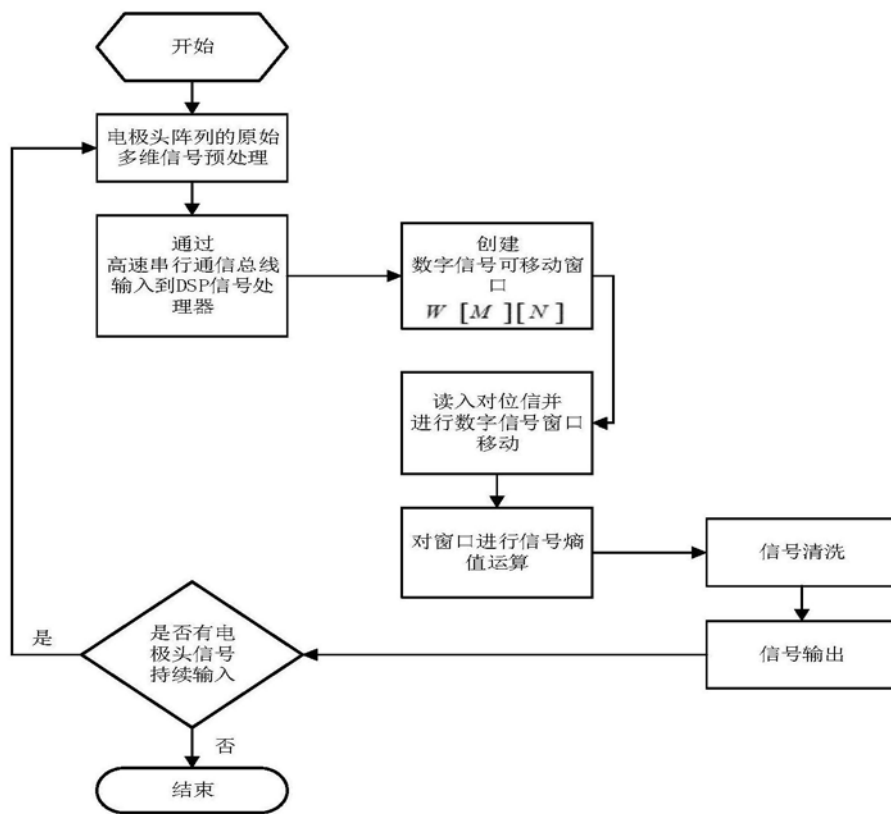


图2

本发明公开一种脑电波信号的滤波装置及方法，由电极阵列、混沌信号电路、信号采样保持与预处理模块、DSP信号处理器和数字信号可移动窗口组成。本发明解决了由于穿戴式检测传感器在人的运动过程中导致的传感器短时间移位、接触不良导致的脑电波信号突变问题，提高信号的有效性、可靠性和准确性，具有很高的实用价值和创新性。

