



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109620217 A

(43)申请公布日 2019.04.16

(21)申请号 201910044973.8

(22)申请日 2019.01.17

(71)申请人 北京交通大学

地址 100044 北京市海淀区西直门外上园村3号

(72)发明人 赵文山 马丽娜

(74)专利代理机构 北京市商泰律师事务所 11255

代理人 黄晓军

(51) Int. Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

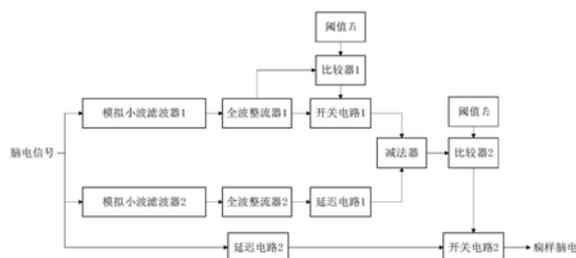
权利要求书1页 说明书4页 附图4页

(54)发明名称

一种痫样脑电检测电路

(57)摘要

本发明公开了一种痫样脑电检测电路,包括模拟小波滤波器1、模拟小波滤波器2、延迟电路1、延迟电路2、全波整流器1、全波整流器2、开关电路1、开关电路2、比较器1、比较器2和减法器。脑电信号经过两个模拟小波滤波器得到两个尺度的小波系数;利用全波整流器和减法器得到模拟小波滤波器输出信号绝对值的差值,最后与设定阈值进行比较,以确定痫样波形出现的时间,实现痫样脑电的自动检测。本发明具有检测精度高等优点,并可由模拟电路全硬件实现,非常适合低电压、低功耗大规模集成电路实现,可应用于痫样脑电检测等生物医学信号处理领域。



1. 一种痫样脑电检测电路,其特征在於:包括模拟小波滤波器1、模拟小波滤波器2、延迟电路1、延迟电路2、全波整流器1、全波整流器2、开关电路1、开关电路2、比较器1、比较器2和减法器。

2. 根据权利要求1所述的痫样脑电检测电路,其特征在於:可实现痫样脑电的检测,其检测过程如下:

步骤一、脑电信号分别进行尺度 $a_1=0.015$ 和 $a_2=0.1$ 的连续小波变换,取绝对值后得到相应尺度的小波系数绝对值 $|W_1|$ 和 $|W_2|$ 。

步骤二、设定阈值 T_1 和 T_2 ,当且仅当同时满足以下两个条件时,所检测的脑电信号为痫样信号:

(1) $a_1=0.015$ 时的小波系数绝对值 $|W_1|$ 大于预定阈值 T_1 ,即: $|W_1|>T_1$ 。

(2) $a_1=0.015$ 和 $a_2=0.1$ 两个尺度的小波系数绝对值之差大于预定阈值 T_2 ,即: $|W_1|-|W_2|>T_2$ 。

3. 根据权利要求1所述的痫样脑电检测电路,其特征在於:

所述模拟小波滤波器1和模拟小波滤波器2的输入端均与输入脑电信号相连,作为痫样脑电检测电路的输入端;

所述模拟小波滤波器1串接全波整流器1后经开关电路1接入至减法器的输入端;模拟小波滤波器2串接全波整流器2后经延迟电路1接入至减法器的输入端。模拟小波滤波器1实现尺度 $a_1=0.015$ 的小波变换,模拟小波滤波器2实现尺度 $a_2=0.1$ 的小波变换。

所述比较器1将全波整流器1的输出与预定阈值 T_1 进行比较,比较器1的输出控制开关电路1;比较器2将减法器的输出与预定阈值 T_2 进行比较,比较器2的输出控制开关电路2。

所述延迟电路1将全波整流器2的输出延迟 τ_1 后接入减法器的输入端,其中 $\tau_1=0.06s$;延迟电路2将输入脑电信号延迟 τ_2 后接入开关电路2,其中 $\tau_2=0.4s$ 。

所述开关电路2的输出端为痫样脑电检测电路的输出端。

4. 根据权利要求1所述的痫样脑电检测电路,其特征在於:模拟小波滤波器1和模拟小波滤波器2的传递函数 $H_1(s)$ 和 $H_2(s)$ 分别是:

$$H_1(s) = \frac{-6.61 \times 10^{-12} s^5 + 3.60 \times 10^{-9} s^4 - 1.3 \times 10^{-6} s^3 + 2.24 \times 10^{-4} s^2 - 0.029s + 0.259}{1.14 \times 10^{-11} s^6 + 1.72 \times 10^{-9} s^5 + 6.04 \times 10^{-7} s^4 + 5.71 \times 10^{-5} s^3 + 0.008s^2 + 0.346s + 20.44}$$

$$H_2(s) = \frac{-2.25 \times 10^{-7} s^5 + 1.84 \times 10^{-5} s^4 - 9.95 \times 10^{-4} s^3 + 0.026s^2 - 0.499s + 0.669}{1 \times 10^{-6} s^6 + 2.26 \times 10^{-5} s^5 + 0.0012s^4 + 0.0169s^3 + 0.3452s^2 + 2.3079s + 20.4401}$$

其中, $H_1(s)$ 实现脑电信号在尺度 $a_1=0.015$ 的连续小波变换, $H_2(s)$ 实现脑电信号在尺度 $a_2=0.1$ 的连续小波变换,小波变换的类型为墨西哥草帽小波变换。

一种痫样脑电检测电路

技术领域

[0001] 本发明涉及痫样脑电检测电路,属于癫痫病症的脑电信号处理技术领域。

背景技术

[0002] 癫痫是当今世界第二大神经系统疾病,是由大脑神经元突发性异常放电引起的短暂性大脑功能障碍。脑电信号(EEG)长期以来一直是癫痫诊断的关键工具。研究表明,癫痫患者的EEG在癫痫发作间期会出现棘波或棘-慢综合波等痫样波形,因此脑电信号的痫样波形检测已成为癫痫病症临床诊断的主要方法。脑电信号属于非平稳信号,且具有大量的背景噪声和干扰,因此传统的傅里叶变换难以满足痫样脑电检测的应用要求。小波变换克服了傅里叶变换和短时傅里叶变换的不足,在时域和频域均具有优良的局部化分析特性,非常适用于EEG等瞬变信号的分析与处理,满足痫样脑电检测对检测精度的需求。同时,小波变换的计算复杂度不高,可采用滤波器等基本电路模块进行全硬件实现,适用于低功耗的应用需求。鉴于此,小波变换已广泛应用于穿戴式动态脑电系统的痫样脑电检测中。目前,小波变换的硬件实现电路主要分为数字型和模拟型两大类。由于需要A/D转换装置,小波变换的数字电路实现具有功耗较高的缺点,难以满足穿戴式电子设备对于低功耗的应用要求。在此背景下,小波变换的模拟电路实现方法逐渐受到关注。

发明内容

[0003] 为了克服已有痫样脑电检测数字电路实现的不足,本发明提供一种新的基于模拟技术的痫样脑电检测电路。本发明在满足检测精度的前提下,具有低计算复杂度且可全硬件实现的特点,能在低功耗的条件下对EEG进行实时检测,可适应小型化、低耗能穿戴式、便携式电子产品的应用需求。

[0004] 本发明解决其技术问题所采用的技术方案是:包括模拟小波滤波器1、模拟小波滤波器2、延迟电路1、延迟电路2、全波整流器1、全波整流器2、开关电路1、开关电路2、比较器1、比较器2和减法器。

[0005] 上述的痫样脑电检测电路中,所述的检测过程如下:

[0006] 步骤一、脑电信号分别进行尺度 $a_1=0.015$ 、 $a_2=0.1$ 的连续小波变换,取绝对值后得到相应尺度的小波系数绝对值 $|W_1|$ 和 $|W_2|$ 。

[0007] 步骤二、设定阈值 T_1 和 T_2 ,当且仅当同时满足以下两个条件时,所检测的脑电信号为痫样信号:

[0008] (1) $a_1=0.015$ 时的小波系数绝对值 $|W_1|$ 大于预定阈值 T_1 ,即: $|W_1|>T_1$ 。

[0009] (2) $a_1=0.015$ 和 $a_2=0.1$ 两个尺度的小波系数绝对值之差大于预定阈值 T_2 ,即: $|W_1|-|W_2|>T_2$ 。

[0010] 上述的痫样脑电检测电路中,所述模拟小波滤波器1和模拟小波滤波器2的输入端均与输入脑电信号相连,作为痫样脑电检测电路的输入端;

[0011] 所述模拟小波滤波器1串接全波整流器1后经开关电路1接入至减法器的输入端;

模拟小波滤波器2串接全波整流器2后经延迟电路1接入至减法器的输入端。模拟小波滤波器1实现尺度 $a_1=0.015$ 的小波变换,模拟小波滤波器2实现尺度 $a_2=0.1$ 的小波变换。

[0012] 所述比较器1将全波整流器1的输出与预定阈值 T_1 进行比较,比较器1的输出控制开关电路1;比较器2将减法器的输出与预定阈值 T_2 进行比较,比较器2的输出控制开关电路2。

[0013] 所述延迟电路1将全波整流器2的输出延迟 τ_1 后接入减法器的输入端,其中 $\tau_1=0.06s$;延迟电路2将输入脑电信号延迟 τ_2 后接入开关电路2,其中 $\tau_2=0.4s$ 。

[0014] 所述开关电路2的输出端为痫样脑电检测电路的输出端。

[0015] 5、上述的痫样脑电检测算法中,所述的模拟小波滤波器1和模拟小波滤波器2的传递函数 $H_1(s)$ 和 $H_2(s)$ 分别是:

[0016]

$$H_1(s) = \frac{-6.61 \times 10^{-12} s^5 + 3.60 \times 10^{-9} s^4 - 1.3 \times 10^{-6} s^3 + 2.24 \times 10^{-4} s^2 - 0.029s + 0.259}{1.14 \times 10^{-11} s^6 + 1.72 \times 10^{-9} s^5 + 6.04 \times 10^{-7} s^4 + 5.71 \times 10^{-5} s^3 + 0.008s^2 + 0.346s + 20.44}$$

[0017]

$$H_2(s) = \frac{-2.25 \times 10^{-7} s^5 + 1.84 \times 10^{-5} s^4 - 9.95 \times 10^{-4} s^3 + 0.026s^2 - 0.499s + 0.669}{1 \times 10^{-6} s^6 + 2.26 \times 10^{-5} s^5 + 0.0012s^4 + 0.0169s^3 + 0.3452s^2 + 2.3079s + 20.4401}$$

[0018] 其中, $H_1(s)$ 实现脑电信号在尺度 $a_1=0.015$ 的连续小波变换, $H_2(s)$ 实现脑电信号在尺度 $a_2=0.1$ 的连续小波变换,小波变换的类型为墨西哥草帽小波变换。

[0019] 本发明的技术效果在于:本发明提出了一种痫样脑电检测电路,对比已有的脑电信号检测方法,本发明在保证检测精度的同时减少了计算复杂度,并且可由模拟电路全硬件实现,具有EEG检测精度高、设计过程简单、适于低电压、低功耗大规模集成等优点,可应用于痫样脑电检测等生物医学信号处理领域。

[0020] 下面结合附图和实施例对本发明作进一步的说明。

附图说明

[0021] 为了更清楚地说明本发明实施例的技术方案,下面将对实施例描述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发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动性的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0022] 图1是痫样脑电检测电路;

[0023] 图2(a)是模拟小波滤波器的电路结构;

[0024] 图2(b)是实现图2(a)中运算跨导放大器的电路结构;

[0025] 图3是基于栅交叉耦合连接的全波整流器;

[0026] 图4(a)是开关电容延迟单元,图4(b)是时钟波形;

[0027] 图5是减法器的电路结构;

[0028] 图6是电压比较器的电路结构。

具体实施方式

[0029] 本实施例提供一种如图1所示的痫样脑电检测电路,包括模拟小波滤波器1、模拟

小波滤波器2、延迟电路1、延迟电路2、全波整流器1、全波整流器2、开关电路1、开关电路2、比较器1、比较器2和减法器。

[0030] 模拟小波滤波器1的冲激响应为墨西哥草帽小波函数,且所对应小波变换尺度为 $a_1=0.015$ 。其中,模拟滤波器1的传递函数由逼近算法获得,设计步骤为:

[0031] 1、由逼近算法获得墨西哥草帽小波的母小波函数的有理逼近分式;

[0032] 2、由去归一化方法,将第一步得到的小波逼近函数去归一化至尺度0.015,得到传递函数为

[0033]

$$H_1(s) = \frac{-6.61 \times 10^{-12} s^5 + 3.60 \times 10^{-9} s^4 - 1.3 \times 10^{-6} s^3 + 2.24 \times 10^{-4} s^2 - 0.029s + 0.259}{1.14 \times 10^{-11} s^6 + 1.72 \times 10^{-9} s^5 + 6.04 \times 10^{-7} s^4 + 5.71 \times 10^{-5} s^3 + 0.008s^2 + 0.346s + 20.44}$$

[0034] 模拟小波滤波器2的冲激响应为墨西哥草帽小波函数,且所对应小波变换尺度为 $a_2=0.1$ 。其中,模拟滤波器2的传递函数由逼近算法获得,设计步骤为:

[0035] 1、由逼近算法获得墨西哥草帽小波的母小波函数的有理逼近分式;

[0036] 2、由去归一化方法,将第一步得到的小波逼近函数去归一化至尺度0.1,得到传递函数为

[0037]

$$H_2(s) = \frac{-2.25 \times 10^{-7} s^5 + 1.84 \times 10^{-5} s^4 - 9.95 \times 10^{-4} s^3 + 0.026s^2 - 0.499s + 0.669}{1 \times 10^{-6} s^6 + 2.26 \times 10^{-5} s^5 + 0.0012s^4 + 0.0169s^3 + 0.3452s^2 + 2.3079s + 20.4401}$$

[0038] 输入脑电信号经过上述两个模拟小波滤波器可分别得到尺度 $a_1=0.015$ 和尺度 $a_2=0.1$ 的小波系数,可由图2所示的电路结构实现。

[0039] 图2(a)所示的模拟小波滤波器的电路结构中, $g_1 \sim g_6$ 和 $C_1 \sim C_6$ 实现传递函数的分母, $g_{a1} \sim g_{a6}$ 实现传递函数的分子,输出电压通过反馈通路与 $g_1 \sim g_6$ 的反相输入端相连。若小波滤波器传递函数的一般形式为:

$$[0040] \quad H(s) = \frac{A_5 s^5 + A_4 s^4 + A_3 s^3 + A_2 s^2 + A_1 s + A_0}{B_6 s^6 + B_5 s^5 + B_4 s^4 + B_3 s^3 + B_2 s^2 + B_1 s + 1}$$

[0041] 根据图2(a)的拓扑关系,可得图2(a)中各电路参数的关系式:

$$[0042] \quad \beta_6 = \frac{A_5}{B_5}, \beta_5 = \frac{A_4}{B_4}, \beta_4 = \frac{A_3}{B_3}, \beta_3 = \frac{A_2}{B_2}, \beta_2 = \frac{A_1}{B_1}, \beta_1 = A_0$$

$$[0043] \quad \beta_j = \frac{g_{aj}}{g_j}, j=1, 2 \dots 6$$

$$[0044] \quad \tau_1 = B_1, \tau_2 = B_2/B_1, \tau_3 = B_3/B_2, \tau_4 = B_4/B_3, \tau_5 = B_5/B_4, \tau_6 = B_6/B_5,$$

$$[0045] \quad \tau_j = C_j/g_j, j=1, 2 \dots 6$$

[0046] 为了方便电路设计,可将 $g_1 \sim g_6$ 的跨导设置为相同值,利用上式各参数关系,即可求解出图2(a)中的其他参数。

[0047] 因此,根据 $H_1(s)$ 和 $H_2(s)$ 中分母和分子的系数,利用上述图2(a)电路参数的关系式可分别求解出尺度 $a_1=0.015$ 和 $a_2=0.1$ 的小波滤波器电路参数。

[0048] 图2(a)中的运算跨导放大器 $g_1 \sim g_6$ 、 $g_{a1} \sim g_{a6}$ 可由图2(b)实现,其中晶体管 M_1 和 M_2 为输入差分对,具有相同的宽长比,用来将输入电压 V_{IN1} 和 V_{IN2} 转换成电流;晶体管 M_3 、 M_4 及晶体

管M₅、M₆构成两个电流镜电路,且两两宽长比相同。当所有晶体管都工作于弱反型区时,可实现跨导值为g_m的运算跨导放大器,且

$$[0049] \quad g_m = \frac{I_{bias}}{2nU_T}$$

[0050] 其中n为亚阈值坡度因子,U_T为热电压,且U_T=kT/q。

[0051] 为实现对小波系数取绝对值的运算,采用如图3所示的基于栅交叉耦合连接的全波整流器处理小波系数。电路中两个主要分支的晶体管都为交叉耦合连接方式。在半个周期内,电流流过M₂、M₃,而在另一个半周内,电流流经M₁、M₄,四个MOS管的组合使输入全波整流器的电压以同一方向输出,实现对信号取绝对值的作用。

[0052] 图4(a)为开关电容延迟单元,图4(b)为时钟波形。晶体管M₁连接输入电压,晶体管M₄连接输出电压,晶体管M₁和M₄具有相同的宽长比;晶体管M₂和M₃构成电流镜电路,且两者的宽长比相同。开关S₁由单个NMOS晶体管实现,开关S₂由NMOS和PMOS晶体管构成的传输门实现。在相位φ₁,开关S₁闭合,输入电压被采样;在相位φ₂,开关S₂的NMOS晶体管导通,PMOS晶体管关断。对于一个完整时钟,图4所示的延迟单元所产生的延迟时间为τ=2T(1-D)

[0053] 其中D为占空比,T为时钟周期,调节T可改变延迟时间τ。例如,设置占空比D为50%,频率f=50Hz,可得延迟单元的延迟时间为20ms,通过级联延迟单元即可实现任意时间的延迟。本发明涉及的两个延迟电路分别延时0.06s和0.4s,可通过级联3个延迟单元和级联20个延迟单元实现。

[0054] 图5为一个减法器,其中M₁~M₃实现偏置电流;M₄和M₅为输入差分对,用来将输入电压V_{IN1}和V_{IN2}转换成电流;M₈和M₉组成电流镜,将差分电流转换为M₁₀上的单端输出电流;差分对M₆和M₇实现输出电压,即

$$[0055] \quad V_{OUT} = V_{IN1} - V_{IN2}$$

[0056] 减法器将尺度a₁=0.015的小波系数绝对值|W₁|与尺度a₂=0.1的小波系数绝对值|W₂|相减,通过与预定阈值T₂的比较完成痫样脑电的检测。

[0057] 图6为电压比较器,其中晶体管M₁~M₆构成前置差分放大器,将输入电压进行放大,同时改善比较器的灵敏度,隔离开关噪声。晶体管M₇~M₁₁构成锁存电路,是比较器的核心,可以比较两个输入信号的大小。晶体管M₁₃~M₂₀构成输出缓冲电路,主要包括自偏置差分放大器和反相器。电压比较器1将尺度a₁=0.015的小波系数绝对值|W₁|与预定阈值T₁进行比较,可以初步确定痫样波形出现的时间;电压比较器2将减法器处理后的信号与预定阈值T₂比较,实现去除脑电信号中的干扰,减小痫样脑电检测电路的误检率,增加检测精度。

[0058] 以上仅是本发明的一个优选实施例,所述具体实施方式只是用于帮助理解本发明的核心思想。应当指出,对于本技术领域的技术人员而言,在不脱离本发明原理的前提下,还可以对本发明进行若干改进和修饰,这些改进和修饰也属于本发明权利要求的保护范围。

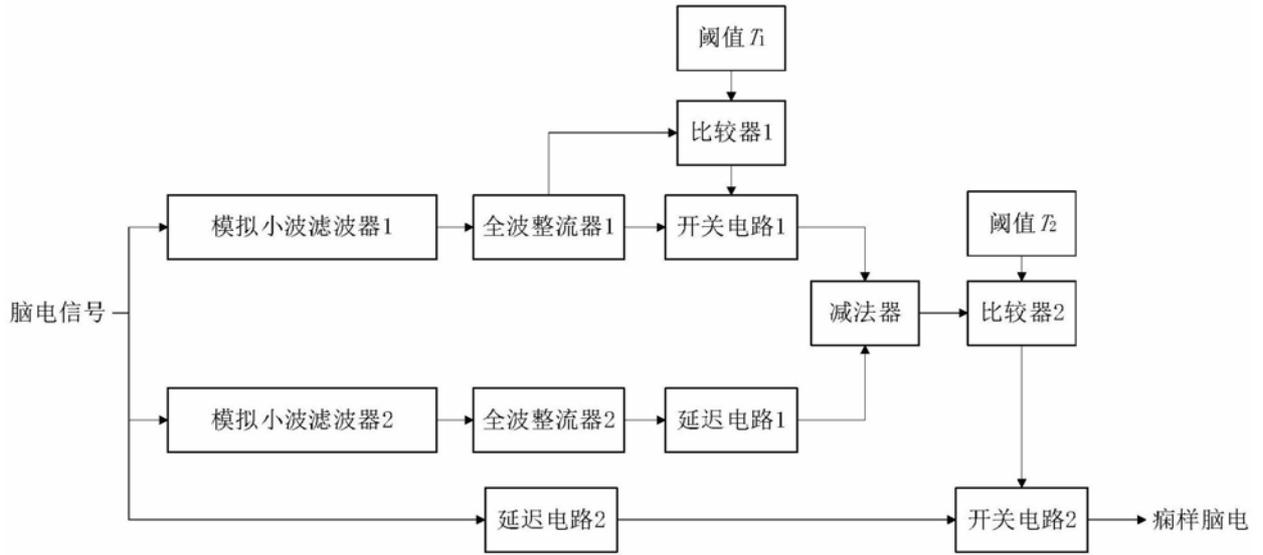
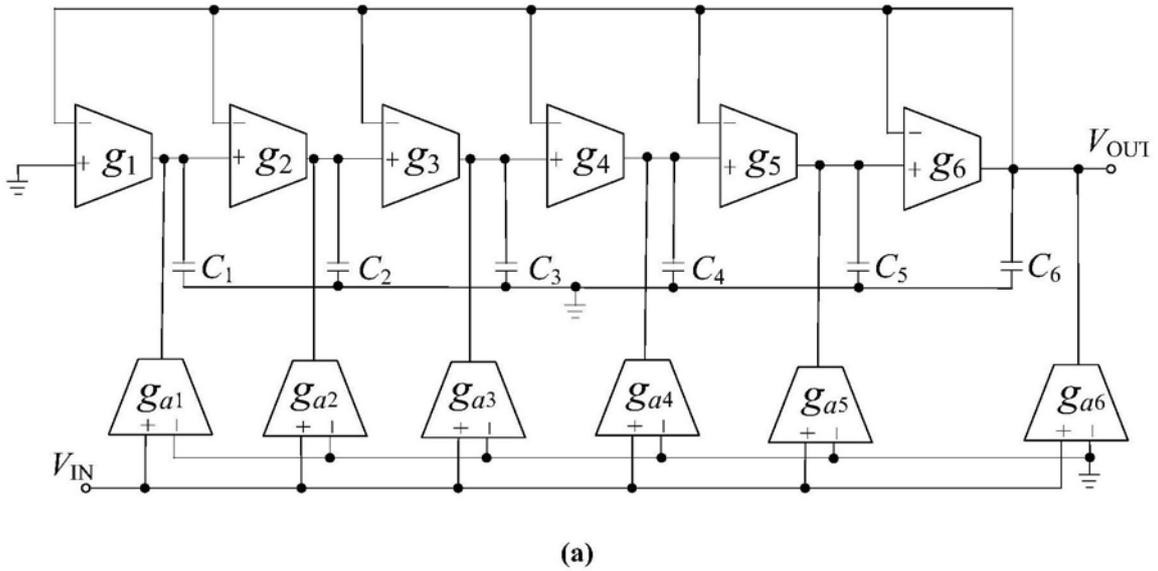
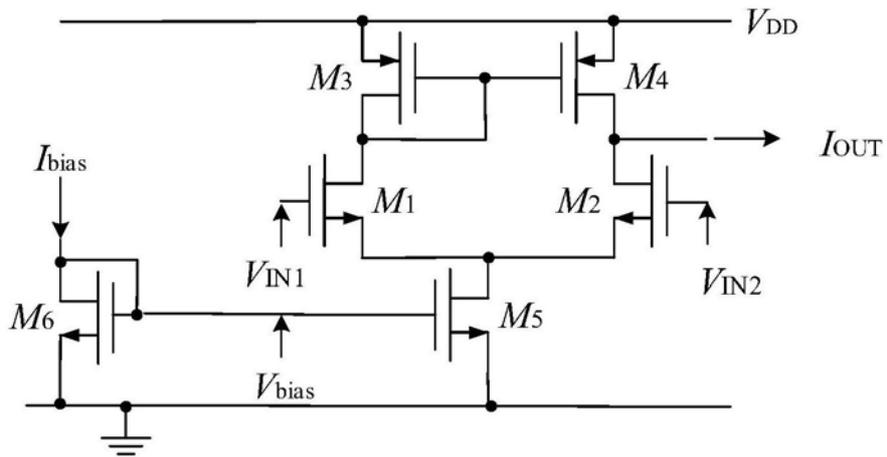


图1



(a)



(b)

图2

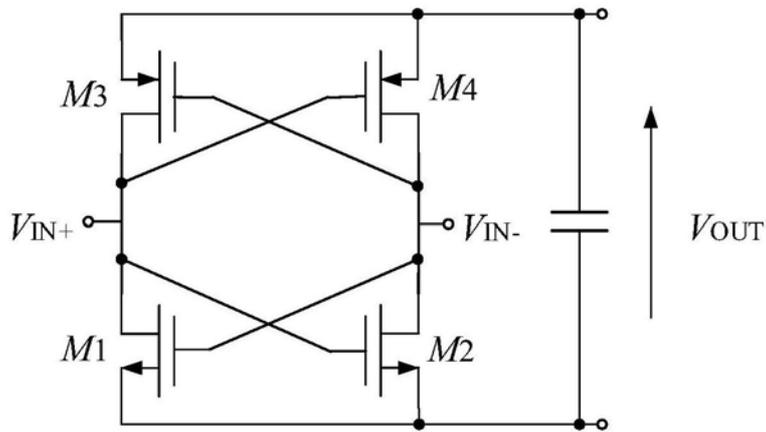
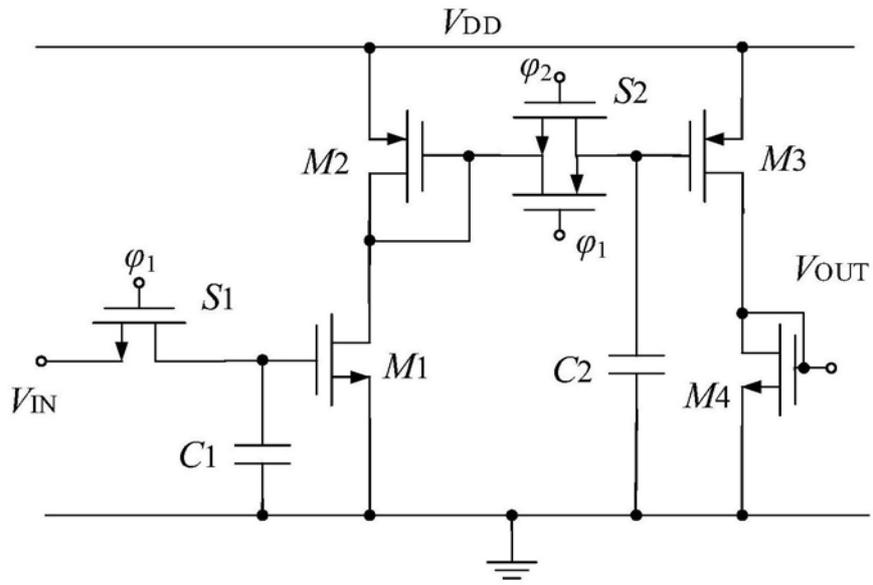
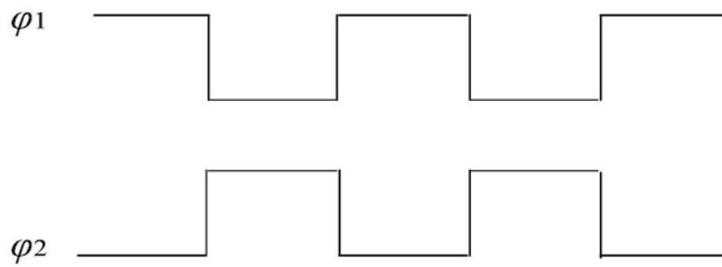


图3



(a)



(b)

图4

专利名称(译)	一种痫样脑电检测电路		
公开(公告)号	CN109620217A	公开(公告)日	2019-04-16
申请号	CN201910044973.8	申请日	2019-01-17
[标]申请(专利权)人(译)	北京交通大学		
申请(专利权)人(译)	北京交通大学		
当前申请(专利权)人(译)	北京交通大学		
[标]发明人	赵文山 马丽娜		
发明人	赵文山 马丽娜		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/725		
代理人(译)	黄晓军		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种痫样脑电检测电路，包括模拟小波滤波器1、模拟小波滤波器2、延迟电路1、延迟电路2、全波整流器1、全波整流器2、开关电路1、开关电路2、比较器1、比较器2和减法器。脑电信号经过两个模拟小波滤波器得到两个尺度的小波系数；利用全波整流器和减法器得到模拟小波滤波器输出信号绝对值的差值，最后与设定阈值进行比较，以确定痫样波形出现的时间，实现痫样脑电的自动检测。本发明具有检测精度高等优点，并可由模拟电路全硬件实现，非常适合低电压、低功耗大规模集成电路实现，可应用于痫样脑电检测等生物医学信号处理领域。

