



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110974220 A
(43)申请公布日 2020.04.10

(21)申请号 201911343413.9

(22)申请日 2019.12.24

(71)申请人 中国人民解放军陆军军医大学第二附属医院

地址 400037 重庆市沙坪坝区新桥正街183号

(72)发明人 杨武晨 彭贤贵 张曦 陈立
张诚 张洪洋 陶廷露 邓小娟

(74)专利代理机构 广州市华学知识产权代理有限公司 44245

代理人 彭啟强

(51)Int.Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

G06K 9/62(2006.01)

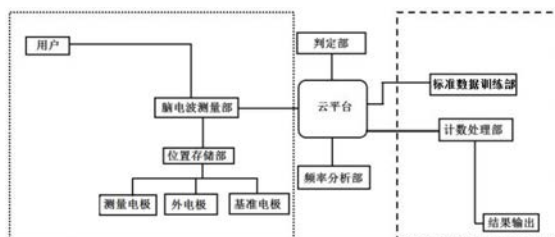
权利要求书3页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

一种脑电波骨髓细胞分类计数系统及方法

(57)摘要

本发明涉及脑电波技术领域,尤其涉及一种脑电波骨髓细胞分类计数系统及方法,包括云平台、可穿戴式的脑电波采集部、脑电波频率分析部、图像处理辅助部、标准数据训练部、计数处理部,所述脑电波采集部设置有若干测量电极、基准电极与外电极,所述脑电波采集部还设置有判定部,所述脑电波采集部将有效脑电波频率信号输出到脑电波频率分析部进行特征值提取,通过数据标引与标准数据训练部进行比对获得骨髓细胞分类信息,所述骨髓细胞分类信息输出到计数处理部获得骨髓细胞计数数值。本发明利用脑电波技术实现实时骨髓细胞分类计数,可以有效降低人为操作的不利因素,提升骨髓细胞分类计数的效率与准确性。



1. 一种脑电波骨髓细胞分类计数系统,其特征在于,包括云平台、可穿戴式的脑电波采集部、脑电波频率分析部、图像处理辅助部、标准数据训练部、计数处理部,所述脑电波采集部设置有若干测量电极、基准电极与外电极,所述脑电波采集部还设置有用于电极位置存储的存储部以及用于电极是否有效接触的判定部,所述脑电波采集部将有效脑电波频率信号输出到脑电波频率分析部进行特征值提取,形成数据标引,通过数据标引与标准数据训练部进行比对获得骨髓细胞分类信息,所述骨髓细胞分类信息输出到计数处理部获得骨髓细胞计数数值,并在云平台形成完整信息报告。

2. 根据权利要求1所述的一种脑电波骨髓细胞分类计数系统,其特征在于,所述脑电波骨髓细胞分类计数系统还包括用于用户各项指令与策略综合控制的云平台。

3. 根据权利要求2所述的一种脑电波骨髓细胞分类计数系统,其特征在于,所述云平台、可穿戴式的脑电波采集部、脑电波频率分析部、图像处理辅助部、标准数据训练部、计数处理部通过无线数据串口实现相互通信。

4. 根据权利要求3所述的一种脑电波骨髓细胞分类计数系统,其特征在于,所述云平台中设置有脑电波骨髓细胞分类计数实时操作过程突发情况控制策略。

5. 根据权利要求4所述的一种脑电波骨髓细胞分类计数系统,其特征在于,所述电极工作数量可根据骨髓细胞分类计数难度模式进行选择。

6. 一种脑电波骨髓细胞分类计数方法,其特征在于,包括如下步骤:

用户正确穿戴并启动脑电波骨髓细胞分类计数系统自检程序,同时进行电极不良接触情况判定;

每个电极接触情况判定完毕,判定部根据基准电极频率分析值与标准频率比较获得差异值 R ,若差异值 R 大于预设阈值 T_4 ,判定部发出用户脑电波测试数据需要标准化处理指令;

自检程序完毕进行脑电波信号获取,所述脑电波测量电极测量作为所述外电极与所述基准电极之间的电位差的第一电位差和作为所述外电极与所述测量电极之间的电位差的第二电位差,基于所述第二电位差与所述第一电位差的差分,获得测量的脑电波信号并通过脑电波频率分析部进行特征值提取;

用户脑电波坐标数据的转换:若特征值功率谱最大数值小于预设阈值 T_5 ,获得数据维度标记 D_1 ,形成数据标引 (D_1, S_{max}) ,其中 D_1 表示一维数据库标记,用于确定标准数据训练部指引位置, S_{max} 是最大特征值功率谱;

若特征值功率谱最大数值大于预设阈值 T_5 ,获得数据维度标记 D_2 ,并由判定部判定为骨髓细胞团聚模式并形成启动图像处理辅助判定指令,通过图像处理技术对团聚骨髓细胞轮廓提取获得特征值 Z ,形成数据标引 (D_2, S_{max}, Z) ,其中 D_2 表示二维数据库标记,用于确定标准数据训练部指引位置, S_{max} 是最大特征值功率谱, Z 为骨髓细胞轮廓特征值;

根据数据标引通过标准数据训练部比对获得骨髓细胞分类信息,并通过云平台计数获得计数信息,用户可通过云平台发出指令获得骨髓细胞分类、计数实时报告。

7. 根据权利要求6所述的一种脑电波骨髓细胞分类计数方法,其特征在于,所述电极不良接触情况判定具体判定步骤如下:

所述自检程序至少包括一种标准骨髓细胞类别和数量的自检信息与标准频率,用于用户标准脑电波频率信息的获取与比较;

若测量电极频率分析值大于预设阈值 T_1 ,则判定部判定该测量电极接触无效,并根据

该测量电极位置存储信息提示重新装载,直至判定部判定有效;

若基准电极频率分析值大于预设阈值T2,则判定部判定该基准电极接触无效,并根据该基准电极位置存储信息提示重新装载,直至判定部判定有效;

若外电极频率分析值大于预设阈值T3,则判定部判定该外电极接触无效,并根据该外电极位置存储信息提示重新装载,直至判定部判定有效。

8. 根据权利要求6所述的一种脑电波骨髓细胞分类计数方法,其特征在于,所述用户脑电波测试数据需要标准化处理指令具体步骤如下:

将实测脑电波频率数值与差异值R进行卷积处理获得标准脑电波频率,以避免由于用户个人脑电波强度不同,导致后期测量数据系统无法识别或者造成较大误差。

9. 根据权利要求6所述的一种脑电波骨髓细胞分类计数方法,其特征在于,所述脑电波频率分析部进行特征值提取具体步骤如下:

通过以下算法处理获得标准脑电波离散数据:

$WT_x(a_0^j, ka_0^j b_0)$, 简记为 $WT_x(j, k)$

$$c_{j,k} \stackrel{\text{def}}{=} WT_x(j, k) = \int x(t) \psi_{j,k}^*(t) dt \quad j=0,1,2,\dots; k \in \mathbb{Z}$$

其中取 $a_0=2, b_0=1$, 此时 a 取值为 $20, 21, \dots, 2j$, 此时, 连续小波变换中的基函数 $\psi_{ab}(t)$ 记为 $\psi_{jk}(t)$,

$$WT_x(j, k) = \int x(t) \psi_{jk}^*(t) dt$$

$$\psi_{jk}(t) = 2^{-\frac{j}{2}} \psi(2^{-j}t - k)$$

基于标准脑电波离散数据构建AR模型,进行注意力状态识别与有效数据筛选:

$$x(n) = -\sum_{i=1}^p a_p(i) x(n-i) + \varepsilon(n)$$

其中 $\varepsilon(n)$ 是方差为 σ_2^2 , 均值为零的白噪声序列, p 表示AR模型的阶数, 脑电信号序列 $x(n)$ 可以看作白噪声序列 $\varepsilon(n)$ 通过AR模型 $H(z)$ 的输出;

其中模型的阶数 P 在递推过程中实现, 使用Levinson Durbin递推方法, 给出低阶到高阶的每一组参数, 当模型的最小预测误差功率 P 不再发生变化时, 即是所需要的正确阶数, 即实现用户注意力状态识别与有效数据的确定, 获得有效信号序列 $x(n)$;

特征值功率谱的获取:

将 $x(n)$ 为无限长随机序列, 截取长度 N 变为有限长序列称为 $x_N(n)$;

计算 $x_N(n)$ 在 $(2m-1)$ 点的自相关函数 $R_x(m)$:

$$\hat{R}_x(m) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x_N(n) x_N(n+m)$$

$$\hat{S}_x(e^{j\omega}) = \frac{1}{N} \sum_{m=-(M-1)}^{M-1} \hat{R}_x(m) e^{-j\omega m}$$

其中, $m = -(M-1), -1, 0, 1, \dots, M-1, M \leq N$ 。

10. 根据权利要求6所述的一种脑电波骨髓细胞分类计数方法,其特征在于,所述标准数据训练部中包括的骨髓细胞分类信息有:中幼红细胞、晚幼红细胞、其他红系细胞、原始细胞、成熟淋巴细胞、其他淋系细胞、单核系细胞、早幼粒细胞、中幼粒细胞、晚幼粒细胞、杆状核细胞、分叶核细胞和其他粒系细胞。

一种脑电波骨髓细胞分类计数系统及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及脑电波技术领域,尤其涉及一种脑电波骨髓细胞分类计数系统及方法。

背景技术

[0002] 血液中各类血细胞的数量和形态是一组重要的检验数据,能够协助临床医生诊断疾病,特别是对血液系统疾病的诊断,可以提供非常有价值的信息。其中细胞数量对疾病诊断尤为重要,骨髓细胞分类计数是诊断血液疾病的基础。骨髓细胞包括多个系,各系细胞又分为原始、幼稚、成熟三个阶段。虽然分属不同的系,但由于都是由骨髓造血干细胞分化而来,细胞间的差异较小。因此如何在骨髓涂片中精准识别各种骨髓细胞并统计分布比例成为了技术难点。

[0003] 目前临床上对骨髓细胞的分类计数主要通过人工手段来实现,但是采用人工操作方法,检验工作量大,可重复性差,不仅耗时耗力,医师连续工作易因疲劳或粗心引发错误识别,影响病情诊断,而且对形态描述缺乏客观的定量标准,容易出现较大偏差。

发明内容

[0004] 有鉴于此,本发明的目的是提供一种脑电波骨髓细胞分类计数系统及方法,采用脑电波技术获取检测者实时信息,通过智能化处理获得更加高效准确的骨髓细胞分类计数信息。

[0005] 本发明通过以下技术手段解决上述技术问题:

[0006] 一种脑电波骨髓细胞分类计数系统,包括:

[0007] 云平台、可穿戴式的脑电波采集部、脑电波频率分析部、图像处理辅助部、标准数据训练部、计数处理部,所述脑电波采集部设置有若干测量电极、基准电极与外电极,所述脑电波采集部还设置有用于电极位置存储的存储部以及用于电极是否有效接触的判定部,所述脑电波采集部将有效脑电波频率信号输出到脑电波频率分析部进行特征值提取,形成数据标引,通过数据标引与标准数据训练部进行比对获得骨髓细胞分类信息,所述骨髓细胞分类信息输出到计数处理部获得骨髓细胞计数数值,并在云平台形成完整信息报告。

[0008] 所述测量电极主要用于大脑活动活跃部的脑电波的检测,基电极主要用于大脑电位不活跃部的脑电波检查,主要作为参考信号使用,特别是用户个人脑电波差异判定的使用,外电极主要用于可穿戴式的脑电波采集部外部噪声信号的检测,并通过差动放大出去同相的噪声。

[0009] 进一步,所述脑电波骨髓细胞分类计数系统还包括用于用户各项指令与策略综合控制的云平台。

[0010] 进一步,所述云平台、可穿戴式的脑电波采集部、脑电波频率分析部、图像处理辅助部、标准数据训练部、计数处理部通过无线数据串口实现相互通信。

[0011] 进一步,所述云平台中设置有脑电波骨髓细胞分类计数实时操作过程突发情况控

制策略,例如突然断电云平台将自动保存以获得信息与数据,用户意志转移或者中断检测,云平台将自动实现程序暂停或者提醒。

[0012] 进一步,所述电极工作数量可根据骨髓细胞分类计数难度模式进行选择,此模式的设计可以提升分类计数的效率,同时节约操作资源。

[0013] 一种脑电波骨髓细胞分类计数方法,包括如下步骤:

[0014] 用户正确穿戴并启动脑电波骨髓细胞分类计数系统自检程序,同时进行电极不良接触情况判定;

[0015] 每个电极接触情况判定完毕,判定部根据基准电极频率分析值与标准频率比较获得差异值R,若差异值R大于预设阈值T4,判定部发出用户脑电波测试数据需要标准化处理指令;

[0016] 自检程序完毕进行脑电波信号获取,所述脑电波测量电极测量作为所述外电极与所述基准电极之间的电位差的第一电位差和作为所述外电极与所述测量电极之间的电位差的第二电位差,基于所述第二电位差与所述第一电位差的差分,获得测量的脑电波信号并通过脑电波频率分析部进行特征值提取;

[0017] 用户脑电波坐标数据的转换:若特征值功率谱最大数值小于预设阈值T5,获得数据维度标记D1,形成数据标引(D1, S_{max}),其中D1表示一维数据库标记,用于确定标准数据训练部指引位置, S_{max}是最大特征值功率谱;

[0018] 若特征值功率谱最大数值大于预设阈值T5,获得数据维度标记D2,并由判定部判定为骨髓细胞团聚模式并形成启动图像处理辅助判定指令,通过图像处理技术对团聚骨髓细胞轮廓提取获得特征值Z,形成数据标引(D2, S_{max}, Z),其中D2表示二维数据库标记,用于确定标准数据训练部指引位置, S_{max}是最大特征值功率谱, Z为骨髓细胞轮廓特征值;

[0019] 根据数据标引通过标准数据训练部比对获得骨髓细胞分类信息,并通过云平台计数获得计数信息,用户可通过云平台发出指令获得骨髓细胞分类、计数实时报告。

[0020] 进一步,所述电极不良接触情况判定具体判定步骤如下:

[0021] 所述自检程序至少包括一种标准骨髓细胞类别和数量的自检信息与标准频率,用于用户标准脑电波频率信息的获取与比较;

[0022] 若测量电极频率分析值大于预设阈值T1,则判定部判定该测量电极接触无效,并根据该测量电极位置存储信息提示重新装载,直至判定部判定有效;

[0023] 若基准电极频率分析值大于预设阈值T2,则判定部判定该基准电极接触无效,并根据该基准电极位置存储信息提示重新装载,直至判定部判定有效;

[0024] 若外电极频率分析值大于预设阈值T3,则判定部判定该外电极接触无效,并根据该外电极位置存储信息提示重新装载,直至判定部判定有效。

[0025] 进一步,所述用户脑电波测试数据需要标准化处理指令具体步骤如下:

[0026] 将实测脑电波频率数值与差异值R进行卷积处理获得标准脑电波频率,以避免由于用户个人脑电波强度不同,导致后期测量数据系统无法识别或者造成较大误差。

[0027] 进一步,所述脑电波频率分析部进行特征值提取具体步骤如下:

[0028] 通过以下算法处理获得标准脑电波离散数据:

[0029] $WT_x(a'_0, ka'_0b_0)$,简记为 $WT_x(j, k)$

$$[0030] \quad c_{j,k} \stackrel{\text{def}}{=} \text{WT}_x(j,k) = \int x(t) \psi_{j,k}^*(t) dt \quad j=0,1,2,\dots; k \in \mathbf{Z}$$

[0031] 其中取 $a_0=2, b_0=1$, 此时 a 取值为 $2^0, 2^1, \dots, 2^j$, 此时, 连续小波变换中的基函数 $\psi_{ab}(t)$ 记为 $\psi_{jk}(t)$,

$$[0032] \quad \text{WT}_x(j,k) = \int x(t) \psi_{jk}^*(t) dt$$

$$[0033] \quad \psi_{jk}(t) = 2^{-\frac{j}{2}} \psi(2^{-j}t - k)$$

[0034] 基于标准脑电波离散数据构建AR模型, 进行注意力状态识别与有效数据筛选:

$$[0035] \quad x(n) = -\sum_{i=1}^p a_p(i) x(n-i) + \varepsilon(n)$$

[0036] 其中 $\varepsilon(n)$ 是方差为 $\hat{\sigma}_2$, 均值为零的白噪声序列, p 表示AR模型的阶数, 脑电信号序列 $x(n)$ 可以看作白噪声序列 $\varepsilon(n)$ 通过AR模型 $H(z)$ 的输出;

[0037] 其中模型的阶数 P 在递推过程中实现, 使用LevinsonDurbin递推方法, 给出低阶到高阶的每一组参数, 当模型的最小预测误差功率 P 不再发生变化时, 即是所需要的正确阶数, 即实现用户注意力状态识别与有效数据的确定, 获得有效信号序列 $x(n)$;

[0038] 特征值功率谱的获取:

[0039] 将 $x(n)$ 为无限长随机序列, 截取长度 N 变为有限长序列称为 $x_N(n)$;

[0040] 计算 $x_N(n)$ 在 $(2m-1)$ 点的自相关函数 $R_x(m)$:

$$[0041] \quad \hat{R} x(m) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x_N(n) x_N(n+m)$$

$$[0042] \quad \hat{S} x(e^{j\omega}) = \frac{1}{N} \sum_{m=-(M-1)}^{M-1} \hat{R} x(m) e^{-j\omega m}$$

[0043] 其中, $m=-(M-1), -1, 0, 1, \dots, M-1, M \leq N$;

[0044] 进一步, 所述标准数据训练部中包括的骨髓细胞分类信息有: 中幼红细胞、晚幼红细胞、其他红系细胞、原始细胞、成熟淋巴细胞、其他淋系细胞、单核系细胞、早幼粒细胞、中幼粒细胞、晚幼粒细胞、杆状核细胞、分叶核细胞和其他粒系细胞。

[0045] 本发明利用对用户脑电波信息的实时采集, 并生成数据标引完成骨髓细胞的智能化识别与技术, 有利的提升了骨髓细胞的分类计数效率, 同时避免人为操作引起偏差, 极大的提升了数据的可靠性; 特别是通过特征数据的深度分析, 可识别骨髓细胞分类计数难度, 并由判定部判定为骨髓细胞团聚模式并启动图像处理辅助提升数据可靠性。

附图说明

[0046] 图1是本发明一种脑电波骨髓细胞分类计数系统拓扑结构图;

[0047] 图2是本发明一种脑电波骨髓细胞分类计数方法的电极有效接触判定处理流程;

[0048] 图3是本发明一种脑电波骨髓细胞分类计数的数据标引形成处理流程。

具体实施方式

[0049] 以下将结合附图和具体实施例对本发明进行详细说明：

[0050] 如图1所示,本实施例的一种脑电波骨髓细胞分类计数系统,包括：

[0051] 云平台、可穿戴式的脑电波采集部、脑电波频率分析部、图像处理辅助部、标准数据训练部、计数处理部,所述脑电波采集部设置有若干测量电极、基准电极与外电极,所述脑电波采集部还设置有用于电极位置存储的存储部以及用于电极是否有效接触的判定部,所述脑电波采集部将有效脑电波频率信号输出到脑电波频率分析部进行特征值提取,形成数据标引,通过数据标引与标准数据训练部进行比对获得骨髓细胞分类信息,所述骨髓细胞分类信息输出到计数处理部获得骨髓细胞计数数值,并在云平台形成完整信息报告。

[0052] 其中整个系统获得最终骨髓细胞的分类计数信息完全实现智能化处理,由于用户脑电波信息真实反映了对骨髓细胞的分类判定,因此根据用户脑电波信息的获取与转换最终获得直观的骨髓细胞分类信息具有完全的一致性。避免人工分类由于操作上的失误或者主观认知出现偏差导致最后分类计数数据可靠性较差的问题,直接影响最终疾病诊断的判定。

[0053] 所述脑电波骨髓细胞分类计数系统中设置有标准数据训练部,所述标准数据训练部可实现系统深度学习与自我修正,随着用户数据大量积累标准数据训练部数据更加精确,使得系统可靠性更高。

[0054] 如图2所示,本发明在电极不良接触判定上具有严格的要求,电极工作的有效性直接决定脑电波骨髓细胞分类计数系统的可靠性。本发明对电极有效性的判定简单高效具体步骤如下：

[0055] 所述自检程序至少包括一种标准骨髓细胞类别和数量的自检信息与标准频率,用于用户标准脑电波频率信息的获取与比较；

[0056] 若测量电极频率分析值大于预设阈值T1,则判定部判定该测量电极接触无效,并根据该测量电极位置存储信息提示重新装载,直至判定部判定有效；

[0057] 若基准电极频率分析值大于预设阈值T2,则判定部判定该基准电极接触无效,并根据该基准电极位置存储信息提示重新装载,直至判定部判定有效；

[0058] 若外电极频率分析值大于预设阈值T3,则判定部判定该外电极接触无效,并根据该外电极位置存储信息提示重新装载,直至判定部判定有效。

[0059] 如图3所示,由于骨髓细胞团聚等现象会给用户在判定上造成困难很容易导致分类误判,使得最终结果出现较大偏差。本发明通过特征值功率谱最大数值的判定识别骨髓细胞分类计数的难度模式,自动判定是否为骨髓细胞团聚模式,如果为骨髓细胞团聚模式系统将启动图像处理辅助部,增加数据特征值的采集形成多维度数据标引,增加数据的真实性和可靠性,具体步骤如下：

[0060] 用户脑电波坐标数据的转换:若特征值功率谱最大数值小于预设阈值T5,获得数据维度标记D1,形成数据标引 $(D1, S_{max})$,其中D1表示一维数据库标记,用于确定标准数据训练部指引位置, S_{max} 是最大特征值功率谱；

[0061] 若特征值功率谱最大数值大于预设阈值T5,获得数据维度标记D2,并由判定部判定为骨髓细胞团聚模式并形成启动图像处理辅助判定指令,通过图像处理技术对团聚骨髓细胞轮廓提取获得特征值Z,形成数据标引 $(D2, S_{max}, Z)$,其中D2表示二维数据库标记,用于

确定标准数据训练部指引位置, S_{\max} 是最大特征值功率谱, Z 为骨髓细胞轮廓特征值;

[0062] 根据数据标引通过标准数据训练部比对获得骨髓细胞分类信息,并通过云平台计数获得计数信息,用户可通过云平台发出指令获得骨髓细胞分类、计数实时报告。

[0063] 以上实施例仅用以说明本发明的技术方案而非限制,尽管参照较佳实施例对本发明进行了详细说明,本领域的普通技术人员应当理解,可以对本发明的技术方案进行修改或者等同替换,而不脱离本发明技术方案的宗旨和范围,其均应涵盖在本发明的权利要求范围当中。本发明未详细描述的技术、形状、构造部分均为公知技术。

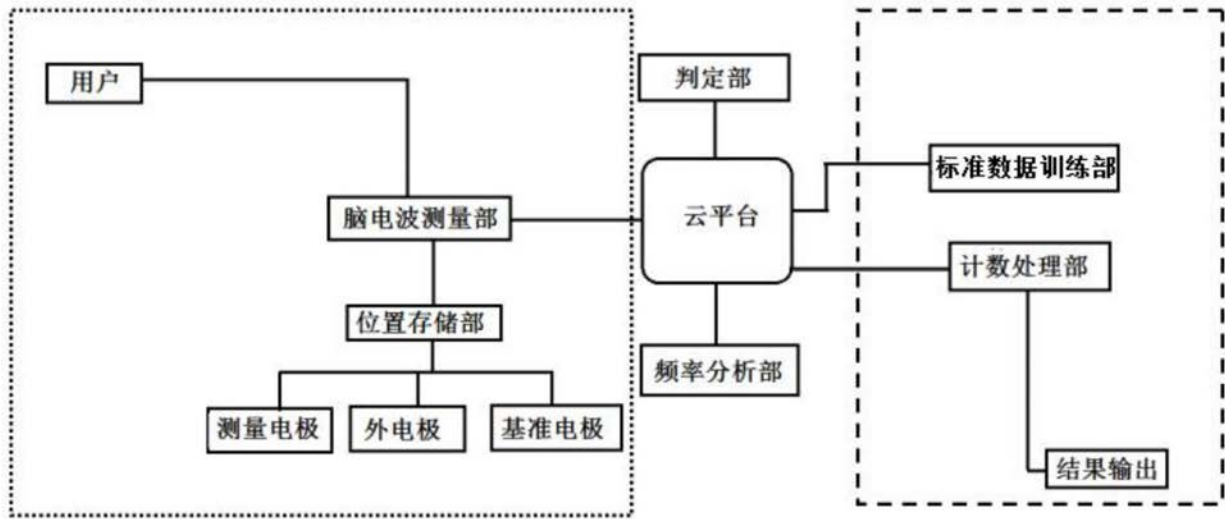


图1

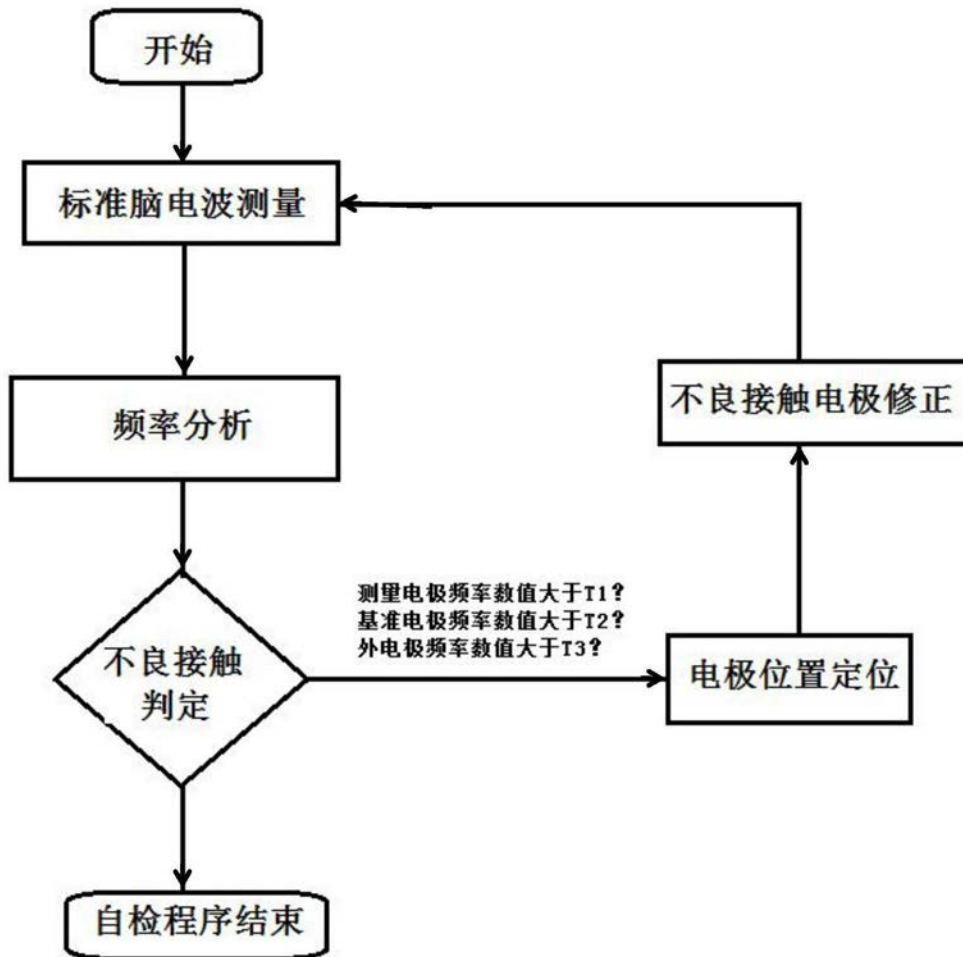


图2

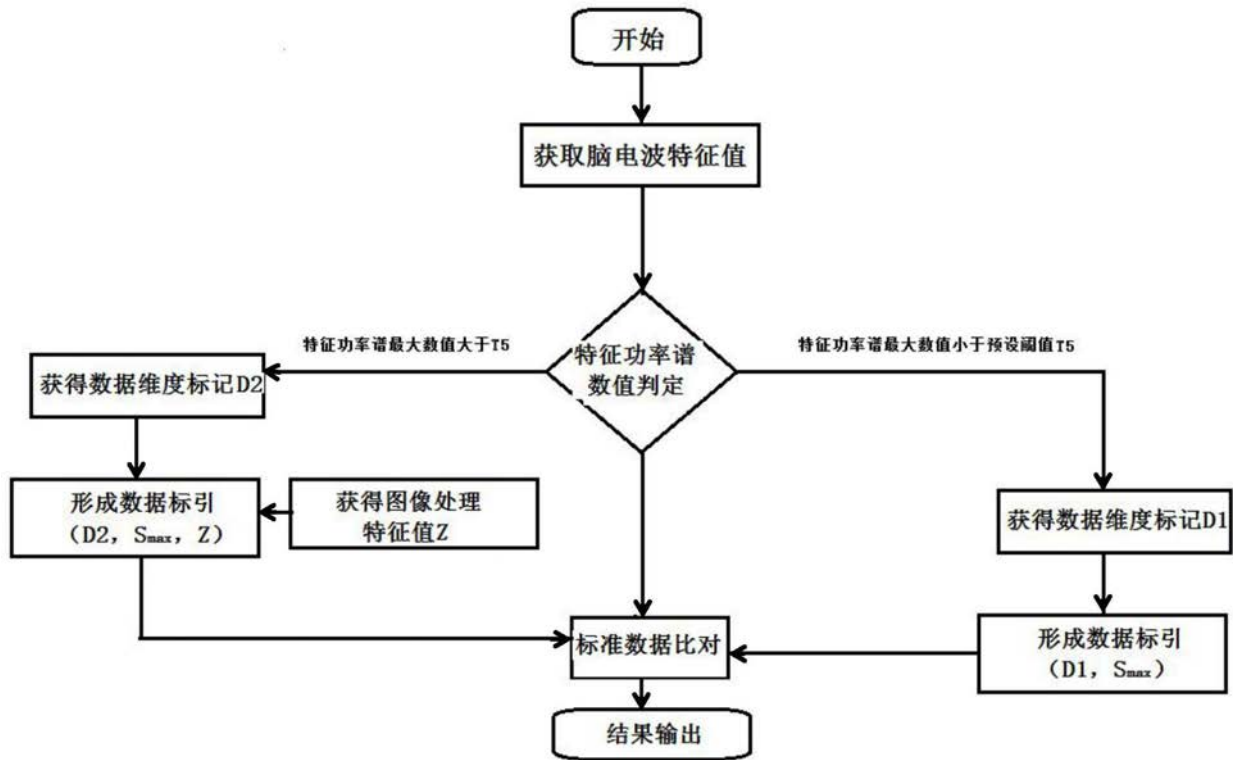


图3

专利名称(译)	一种脑电波骨髓细胞分类计数系统及方法		
公开(公告)号	CN110974220A	公开(公告)日	2020-04-10
申请号	CN201911343413.9	申请日	2019-12-24
[标]发明人	杨武晨 彭贤贵 张曦 陈立 张诚 张洪洋 邓小娟		
发明人	杨武晨 彭贤贵 张曦 陈立 张诚 张洪洋 陶廷露 邓小娟		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00 G06K9/62		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0476 A61B5/6802 A61B5/7203 A61B5/7235 A61B5/7271 G06K9/6256 G06K9/6267		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及脑电波技术领域，尤其涉及一种脑电波骨髓细胞分类计数系统及方法，包括云平台、可穿戴式的脑电波采集部、脑电波频率分析部、图像处理辅助部、标准数据训练部、计数处理部，所述脑电波采集部设置有若干测量电极、基准电极与外电极，所述脑电波采集部还设置有判定部，所述脑电波采集部将有效脑电波频率信号输出到脑电波频率分析部进行特征值提取，通过数据标引与标准数据训练部进行比对获得骨髓细胞分类信息，所述骨髓细胞分类信息输出到计数处理部获得骨髓细胞计数数值。本发明利用脑电波技术实现实时骨髓细胞分类计数，可以有效降低人为操作的不利因素，提升骨髓细胞分类计数的效率与准确性。

