



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110022179 A

(43)申请公布日 2019.07.16

(21)申请号 201910295373.9

(22)申请日 2019.04.12

(71)申请人 重庆博恩富克医疗设备有限公司

地址 401120 重庆市渝北区北部新区高新
园黄山大道中段9号木星科技大厦一
区五楼

(72)发明人 冯华 丁宏岩 刘景平 冯光
郑安娜

(74)专利代理机构 北京弘权知识产权代理事务
所(普通合伙) 11363

代理人 逯长明 许伟群

(51)Int.Cl.

H04B 17/00(2015.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/053(2006.01)

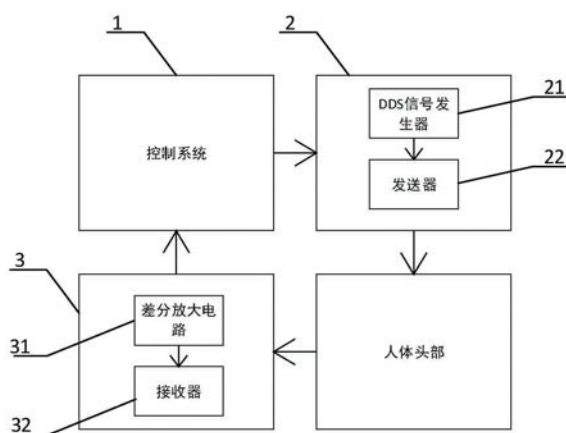
权利要求书1页 说明书5页 附图5页

(54)发明名称

一种用于脑水肿监测仪的激励信号处理系
统

(57)摘要

本申请公开了一种用于脑水肿监测仪的激励信号处理系统,包括控制系统,用于配置并控制接收电路和发射电路;发射电路,用于根据控制系统的指令向人体头部发送激励信号;接收电路,用于接收从人体头部获取的信号,并将信号发送给控制系统进行处理;DDS信号发生器,用于产生激励信号;发送器,用于对激励信号放大并滤波,将处理后的激励信号通过发送电极或者发送线圈发送给人体头部;差分放大电路,用于获取接收电极或者接收线圈的信号;接收器,用于将差分放大电路输出的信号放大并滤波,以及,将处理后的信号发送给控制系统。本申请的技术方案能够应用差分阻抗来检测大脑组织的变化,提高脑水肿监测仪对颅骨表面电位监测的灵敏度。



1. 一种用于脑水肿监测仪的激励信号处理系统,其特征在于,包括:
控制系统(1),用于配置并控制接收电路(3)和发射电路(2);
所述发射电路(2),用于根据所述控制系统(1)的指令向人体头部发送激励信号;
所述接收电路(3),用于接收从人体头部获取的信号,并将所述信号发送给所述控制系统(1)进行处理;
所述发射电路(2)包括DDS信号发生器(21)和与所述DDS信号发生器(21)连接的发送器(22);
所述DDS信号发生器(21),用于产生激励信号;
所述发送器(22),用于对所述激励信号放大并滤波,将处理后的激励信号通过发送电极或者发送线圈发送给人体头部;
所述接收电路(3)包括差分放大电路(31)和与所述差分放大电路(31)连接的接收器(32);
所述差分放大电路(31),用于获取接收电极或者接收线圈的信号,所述接收电极或者接收线圈分别为至少一组,一组中包括两个接收电极或者两个接收线圈,并且一组接收电极或者一组接收线圈分别放置在人体头部的两侧相对应的位置;
所述接收器(32),用于将所述差分放大电路(31)输出的信号放大并滤波,以及,将处理后的信号发送给所述控制系统(1)。
2. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述发送电极或者发送线圈的数量分别1个,设置在人体头部的任一侧。
3. 根据权利要求2所述的系统,其特征在于,所述系统还包括开关切换网络,所述开关切换网络分别与所述发射电路(2)、所述接收电路(3)、所述发送电极或者发送线圈和所述接收电极或者接收线圈连接。
4. 根据权利要求1-3任一项所述的系统,其特征在于,所述激励信号为规定脉冲宽度范围和规定脉冲重复频率的脉冲信号。
5. 根据权利要求4所述的系统,其特征在于,所述脉冲信号为单脉冲、脉冲序列或者编码脉冲序列。
6. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述控制系统(1)包括计算机、微处理器、数字信号处理器或者FPGA。
7. 根据权利要求6所述的系统,其特征在于,所述系统还包括模数转换器,所述模数转换器与所述接收器(32)连接,用于将所述接收器(32)输出的模拟信号转化为数字信号。

一种用于脑水肿监测仪的激励信号处理系统

技术领域

[0001] 本申请涉及分析及测量控制技术领域,尤其涉及一种用于脑水肿监测仪的激励信号处理系统。

背景技术

[0002] 脑水肿是脑组织对脑血管病变、代谢障碍、感染、新生物、中毒与创伤性脑疾病等的病理学与病理生理学反应,是上述各种病因所致的危重并发症;脑水肿时脑含水量增加,脑容积增加,进而引起颅内压升高、脑移位、并发脑疝而致病人死亡。临床上,脑水肿是导致脑疾病病人死亡的主要原因。及时识别脑水肿,及时进行合理正确的治疗脑水肿和评价脑水肿治疗效果,对挽救患者生命至关重要。将脑水肿的严重程度数字化,这对在临床上评价治疗脑水肿具有非常重要的作用。

[0003] 根据电磁场基本理论,从头颅表面向颅内注入电流,在颅内即形成一个电流场,正常状态下,电流场分布均匀且稳定。如果在颅内水肿或血肿病灶,就会对颅内电流场形成干扰,电流场分布将不再均匀并且随着病灶的变化而变化,通过测试颅骨表面的电位及其变化,可以反映出颅内病灶的物理特性及其变化规律,从而达到监护的效果。

[0004] 然而目前的脑水肿监测仪对颅骨表面电位的监测灵敏度小,因此,如何提高其监测灵敏度成为本领域技术人员亟待解决的问题。

发明内容

[0005] 本申请提供了一种用于脑水肿监测仪的激励信号处理系统,可以提高脑水肿监测仪对颅骨表面电位的监测灵敏度。

[0006] 本申请提供了一种用于脑水肿监测仪的激励信号处理系统,包括:

[0007] 控制系统,用于配置并控制接收电路和发射电路;

[0008] 所述发射电路,用于根据所述控制系统的指令向人体头部发送激励信号;

[0009] 所述接收电路,用于接收从人体头部获取的信号,并将所述信号发送给所述控制系统进行处理;

[0010] 所述发射电路包括DDS信号发生器和与所述DDS信号发生器连接的发送器;

[0011] 所述DDS信号发生器,用于产生激励信号;

[0012] 所述发送器,用于对所述激励信号放大并滤波,将处理后的激励信号通过发送电极或者发送线圈发送给人体头部;

[0013] 所述接收电路包括差分放大电路和与所述差分放大电路连接的接收器;

[0014] 所述差分放大电路,用于获取接收电极或者接收线圈的信号,所述接收电极或者接收线圈分别为至少一组,一组中包括两个接收电极或者两个接收线圈,并且一组接收电极或者一组接收线圈分别放置在人体头部的两侧相对应的位置;

[0015] 所述接收器,用于将所述差分放大电路输出的信号放大并滤波,以及,将处理后的信号发送给所述控制系统。

- [0016] 可选的,所述发送电极或者发送线圈的数量分别1个,设置在人体头部的任一侧。
- [0017] 可选的,所述系统还包括开关切换网络,所述开关切换网络分别与所述发射电路、所述接收电路、所述发送电极或者发送线圈和所述接收电极或者接收线圈连接。
- [0018] 可选的,所述激励信号为规定脉冲宽度范围和规定脉冲重复频率的脉冲信号。
- [0019] 可选的,所述脉冲信号为单脉冲、脉冲序列或者编码脉冲序列。
- [0020] 可选的,所述控制系统包括计算机、微处理器、数字信号处理器或者FPGA。
- [0021] 可选的,所述系统还包括模数转换器,所述模数转换器与所述接收器连接,用于将所述接收器输出的模拟信号转化为数字信号。
- [0022] 由以上技术方案可知,本申请提供了一种用于脑水肿监测仪的激励信号处理系统,包括控制系统,用于配置并控制接收电路和发射电路;发射电路,用于根据控制系统的指令向人体头部发送激励信号;接收电路,用于接收从人体头部获取的信号,并将信号发送给控制系统进行处理;发射电路包括DDS信号发生器和与之连接的发送器;DDS信号发生器,用于产生激励信号;发送器,用于对激励信号放大并滤波,将处理后的激励信号通过发送电极或者发送线圈发送给人体头部;接收电路包括差分放大电路和与之连接的接收器;差分放大电路,用于获取接收电极或者接收线圈的信号;接收器,用于将差分放大电路输出的信号放大并滤波,以及,将处理后的信号发送给控制系统。本申请的技术方案能够获取激励信号通过脑组织后的信号,应用差分阻抗来检测大脑组织的变化,提高脑水肿监测仪对颅骨表面电位监测的灵敏度。

附图说明

- [0023] 为了更清楚地说明本申请的技术方案,下面将对实施案例中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,对于本领域普通技术人员而言,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。
- [0024] 图1为本申请实施例提供的一种用于脑水肿监测仪的激励信号处理系统的结构示意图;
- [0025] 图2为本申请实施例提供的DDS信号发生器的电路结构图;
- [0026] 图3为本申请实施例提供的发送器的电路结构图;
- [0027] 图4为本申请实施例提供的差分放大电路的电路结构图;
- [0028] 图5为本申请实施例提供的模数转换器的电路结构图;
- [0029] 图6为本申请实施例提供的第一种开关切换网络的电路结构图;
- [0030] 图7为本申请实施例提供的第二种开关切换网络的电路结构图;
- [0031] 图8为本申请实施例提供的第三种开关切换网络的电路结构图;
- [0032] 图9为本申请实施例提供的第四种开关切换网络的电路结构图;
- [0033] 图10为本申请实施例提供的人体头部电极安装示意图。
- [0034] 图示说明:
- [0035] 其中,1-控制系统;2-发射电路;3-接收电路;21-DDS信号发生器;22-发送器;31-差分放大电路;32-接收器;6-发射电极;7-第一接收电极;8-接地端;9-第二接收电极。

具体实施方式

[0036] 为了使本技术领域的人员更好地理解本申请中的技术方案,下面将结合附图,对本申请实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述。

[0037] 参见图1,本申请实施例提供了一种用于脑水肿监测仪的激励信号处理系统,包括:

[0038] 控制系统1,用于配置并控制接收电路3和发射电路2,并且根据接收电路3的信号计算差分阻抗的幅值、相位等,根据计算的幅值、相位等估计脑水肿的状态。

[0039] 所述发射电路2,用于根据所述控制系统1的指令向人体头部发送激励信号。

[0040] 所述接收电路3,用于接收从人体头部获取的信号,并将所述信号发送给所述控制系统1进行处理。

[0041] 所述发射电路2包括DDS信号发生器21和与所述DDS信号发生器21连接的发送器22。

[0042] 所述DDS信号发生器21,用于产生激励信号;以及,所述DDS信号发生器21的电路结构如图2所示,其中,DDS信号发生器U17的管脚1通过电阻R47连接在AGND端,管脚2和管脚3相连并且连接后的线路通过电容C96连接在AGND端,管脚16连接在电容C93的一端,管脚15连接在电容C93的另一端,管脚14、管脚12、管脚11和管脚11分别通过电阻R65、R51、R52和R53连接在AGND端,晶振U13的管脚3与U17的管脚9连接,为U17提供时钟信号CLK1;DDS信号发生器U17的管脚14输出信号VSINE,该信号作为发送器22的输入。

[0043] 所述发送器22,用于对所述激励信号放大并滤波,将处理后的激励信号发送给人体头部;以及,所述发送器22的电路结构如图3所示,信号VSINE为输入信号,输出信号为II IN1。

[0044] 所述接收电路3包括差分放大电路31和与所述差分放大电路31连接的接收器32。

[0045] 所述差分放大电路31,用于获取接收电极或者接收线圈的信号,所述接收电极或者接收线圈分别为至少一组,一组中包括两个接收电极或者两个接收线圈,并且一组接收电极或者一组接收线圈分别放置在人体头部的两侧相对应的位置;以及,所述差分放大电路31的电路结构如图4所示,其中,由两个接收电极或者两个接收线圈获得的信号分别通过D_IN+端和D_IN-端输入,经过差分放大后的信号VIN从差分放大器U27的管脚7输出。另外,本申请中还可以设置多组接收电极或者多组接收线圈,其目的在于可以根据不同位置获取的信号,获得关于大脑状况的额外信息,同时也便于灵活的获取信号。

[0046] 所述接收器32,用于将所述差分放大电路31输出的信号放大并滤波,以及,将处理后的信号发送给所述控制系统1。

[0047] 可选的,所述系统还包括模数转换器,所述模数转换器与所述接收器32连接,用于将所述接收器32输出的模拟信号转化为数字信号,以及,模数转换器的电路结构如图5所示,其中,模数转换器的输入信号VIN为差分放大电路的输出信号VIN,模数转换器的输出信号分别通过模块U30的管脚15和管脚16输出,最终被获取输入到控制系统1中进行计算分析。

[0048] 可选的,所述系统还包括开关切换网络,所述开关切换网络分别与所述发射电路2、所述接收电路3、所述发送电极或者发送线圈和所述接收电极或者接收线圈连接。可先将所有的接收电极或者接收线圈,和发送电极或者发送线圈接入开关切换网络中,开关切换

网络再接入发射电路2和接收电路3,利用开关切换网络可以切换的特点,选择哪一个电极或者线圈与发射电路2和接收电路3连接,当接收电极或者接收线圈的数量多于2个时,开关切换网络可将任意的两个电极组成新的一组接收电极,或者将任意的两个线圈组成新的一组接收线圈,这样可以获得各个不同位置的脑组织传播的信号,使得测试的结果更加全面。

[0049] 具体的,开关切换网络的电路结构分别如图6、7、8和9所示。

[0050] 图6为开关切换网络与发送电极或者发送线圈连接的情况,其中,切换模块U4的管脚3的输入信号为发送器22的输出信号II IN1,管脚13、14、15、12、1和5输出信号给发送电极或者发送线圈。

[0051] 图7中的切换模块U5使得与其管脚13、14、15、12、1和5中任一管脚连接的某一个电极或者线圈接地,接地信号由管脚3提供。

[0052] 图8和图9中的切换模块U14和U15分别从管脚13、14、15、12、1和5中获得接收电极或者接收线圈检测的信号D_IN+和D_IN-,并将这两个信号发送给差分放大电路31作为输入信号。

[0053] 进一步的,根据上述图6-图9的结构,以图10为例,可以展示出安装于人体头部的电极的示意图。

[0054] 可选的,所述激励信号为规定脉冲宽度范围和规定脉冲重复频率的脉冲信号。

[0055] 可选的,所述脉冲信号为单脉冲、脉冲序列或者编码脉冲序列。

[0056] 可选的,所述控制系统1包括计算机、微处理器、数字信号处理器或者FPGA。

[0057] 本申请的系统中整个信号的处理流程如下:

[0058] 控制系统1配置DDS信号发生器21产生电激励信号,通过发送器22放大、滤波激励信号,传送到开关切换网络;控制系统1设置开关切换网络选择不同的电极组合或者线圈组合,设置电极或线圈中的每一个都可以连接至发射电路2和接收电路3中的任一个;两个接收电极或线圈接收到的信号通过差分放大器31和接收器32放大和滤波,接收信号后传到模数转换模块,最后在传送回控制系统1,进行数据分析。

[0059] 本申请的系统应用差分阻抗来检测大脑组织改变。大脑的生物组织包括皮肤、头骨、脑脊髓液(CSF)、脑灰质和白质以及血管和血液等。这些组织各自具有其自身的导电率和介电常数,并且其中CSF的导电率最高。大脑组织在不同频率下会表现出不同的导电率和介电常数,随着头部水肿体积的增大,CSF的体积会减小,头部的阻抗会发生变化,因此差分阻抗将会改变,将具有可变宽度的单脉冲或重复脉冲序列或其它编码波发送至大脑组织,就可以获得大脑组织的宽带响应,进一步检测出差分阻抗的改变值。

[0060] 大脑组织在电磁波频率在1KHz时介电常数是1百万,在10KHz时介电常数上万,在100KHz时介电常数是好几千,而到100MHz时介电常数不到100。而血的介电常数比大脑还高,而水在低频时的介电常数是80并在几个GHz时降到几。由于介电常数在低频非常不同,低频的时间差要大很多,因此低频的相位也会能反映出大的不同介电常数。单个脉冲的能量频谱集中在低频部分,当单脉冲被用作激励信号时,可以研究对极低频率范围的组织响应,峰值信噪比(SNR)可能增加;脉冲序列相当于持续的一个观察周期的激发,可以减少单次测量的误差,提高测量的准确度。

[0061] 编码脉冲序列用选定的二进制码与选定的脉冲宽度组合进行编码,提高系统的抗干扰能力,同时在编码中加入纠错码等,可以在接收端检测出数据是否传错,从而增加脑水

肿的监测灵敏度和准确度。

[0062] 控制系统可以配置输出激励信号为单脉冲或脉冲序列或编码脉冲序列。依据大量实验反馈的最有效响应区间,规定脉冲宽度范围为2us—100ms,在这个区间内宽带响应明显,效果显著;脉冲重复频率为100Khz--300Khz之间,这样就保证持续的脉冲或单个脉冲有明显的对比参照,以观察响应的定值性、持续性和是否线性的响应结果。

[0063] 相对于传统的激励信号为正弦波的情况,正弦波是频率成分最为单一的一种信号,响应结果单一,容易受到噪声干扰;而激励信号为脉冲波时,脉冲波包含更多的频谱信号,有更好的频谱响应曲线,且抗干扰能力强,准确性高。

[0064] 由以上技术方案可知,本申请提供了一种用于脑水肿监测仪的激励信号处理系统,包括控制系统1,用于配置并控制接收电路3和发射电路2;发射电路2,用于根据控制系统1的指令向人体头部发送激励信号;接收电路3,用于接收从人体头部获取的信号,并将信号发送给控制系统1进行处理;发射电路2包括DDS信号发生器21和与之连接的发送器22;DDS信号发生器21,用于产生激励信号;发送器22,用于对激励信号放大并滤波,将处理后的激励信号通过发送电极或者发送线圈发送给人体头部;接收电路3包括差分放大电路31和与之连接的接收器32;差分放大电路31,用于获取接收电极或者接收线圈的信号;接收器32,用于将差分放大电路31输出的信号放大并滤波,以及,将处理后的信号发送给控制系统1。本申请的技术方案能够获取激励信号通过脑组织后的信号,应用差分阻抗来检测大脑组织的变化,提高脑水肿监测仪对颅骨表面电位监测的灵敏度。

[0065] 本申请可用于众多通用或专用的计算系统环境或配置中。例如:个人计算机、服务器计算机、手持设备或便携式设备、平板型设备、多处理器系统、基于微处理器的系统、置顶盒、可编程的消费电子设备、网络PC、小型计算机、大型计算机、包括以上任何系统或设备的分布式计算环境等等。

[0066] 本申请可以在由计算机执行的计算机可执行指令的一般上下文中描述,例如程序模块。一般地,程序模块包括执行特定任务或实现特定抽象数据类型的例程、程序、对象、组件、数据结构等等。也可以在分布式计算环境中实践本申请,在这些分布式计算环境中,通过通信网络而被连接的远程处理设备来执行任务。在分布式计算环境中,程序模块可以位于包括存储设备在内的本地和远程计算机存储介质中。

[0067] 本领域技术人员在考虑说明书及实践这里公开的申请后,将容易想到本申请的其它实施方案。本申请旨在涵盖本申请的任何变型、用途或者适应性变化,这些变型、用途或者适应性变化遵循本申请的一般性原理并包括本申请未公开的本技术领域中的公知常识或惯用技术手段。说明书和实施例仅被视为示例性的,本申请的真正范围和精神由下面的权利要求指出。

[0068] 应当理解的是,本申请并不局限于上面已经描述并在附图中示出的精确结构,并且可以在不脱离其范围进行各种修改和改变。本申请的范围仅由所附的权利要求来限制。

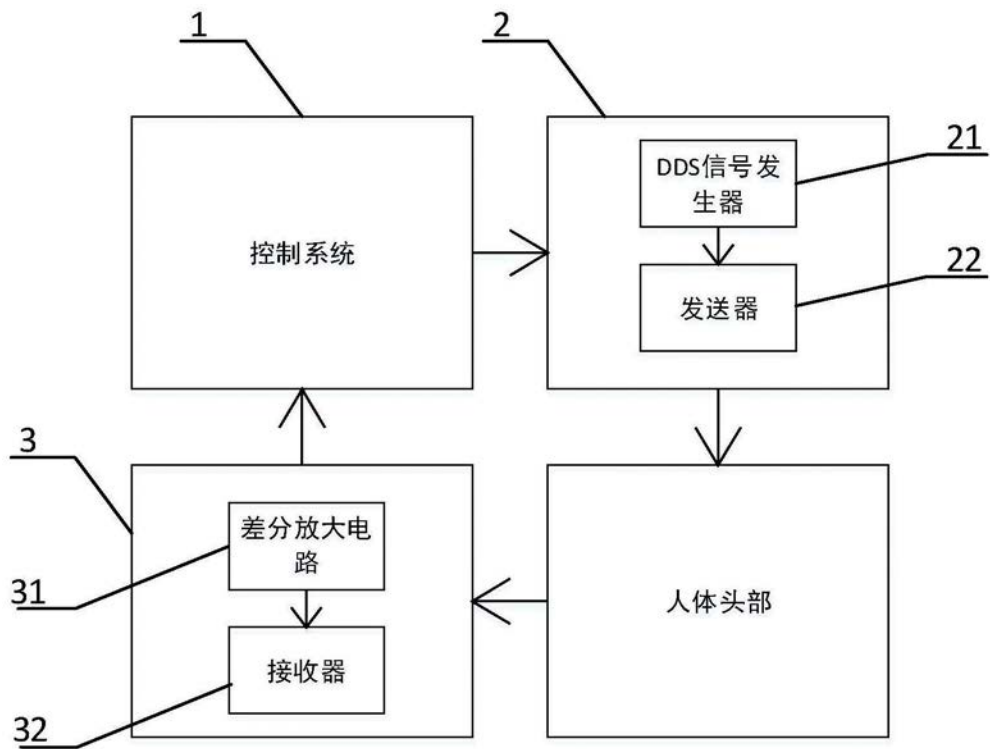


图1

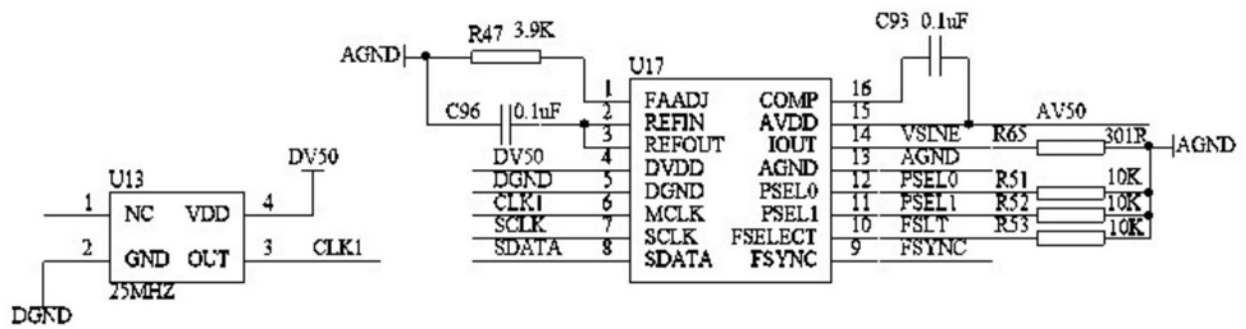


图2

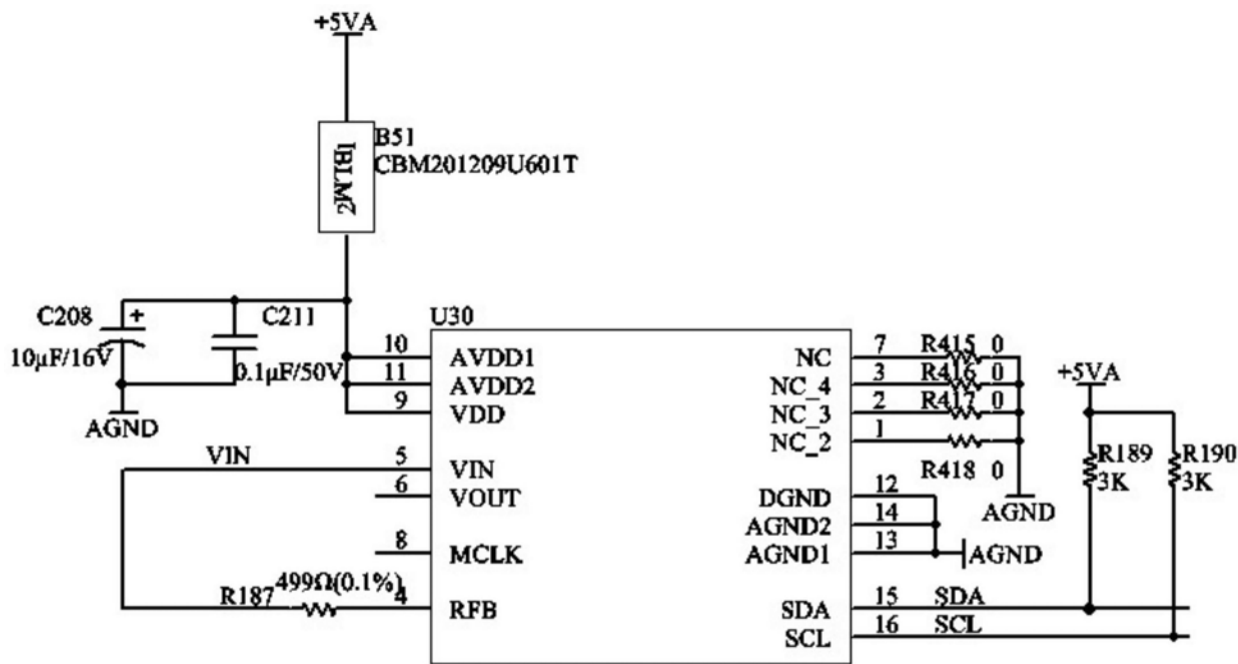


图5

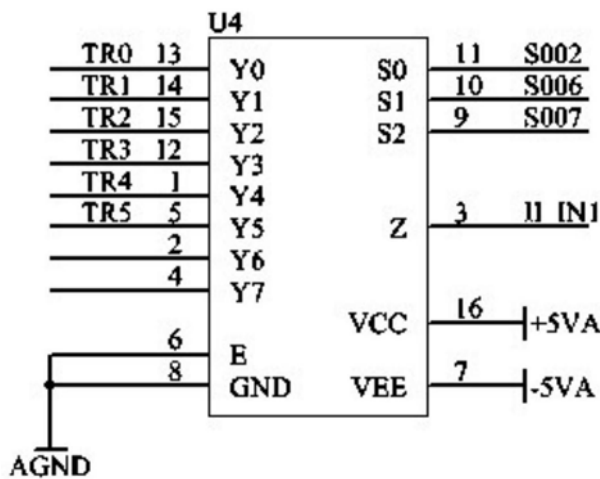


图6

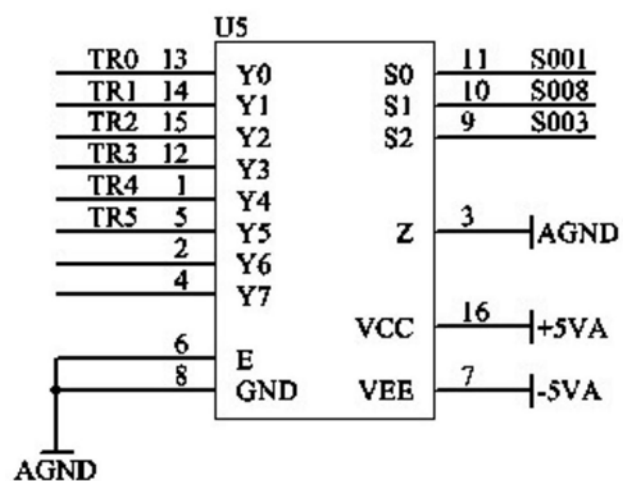


图7

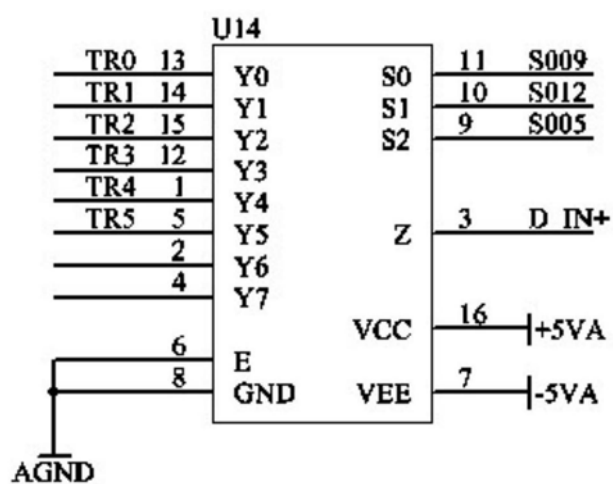


图8

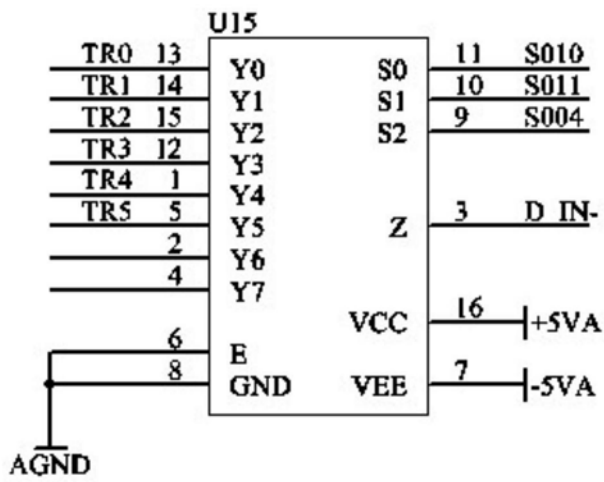


图9

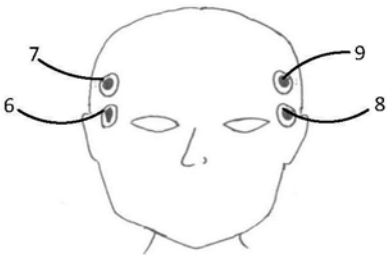


图10

专利名称(译)	一种用于脑水肿监测仪的激励信号处理系统		
公开(公告)号	CN110022179A	公开(公告)日	2019-07-16
申请号	CN201910295373.9	申请日	2019-04-12
[标]申请(专利权)人(译)	重庆博恩富克医疗设备有限公司		
申请(专利权)人(译)	重庆博恩富克医疗设备有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	重庆博恩富克医疗设备有限公司		
[标]发明人	冯华 刘景平 冯光 郑安娜		
发明人	冯华 丁宏岩 刘景平 冯光 郑安娜		
IPC分类号	H04B17/00 A61B5/00 A61B5/053		
CPC分类号	A61B5/053 A61B5/7225 H04B17/0085		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请公开了一种用于脑水肿监测仪的激励信号处理系统，包括控制系统，用于配置并控制接收电路和发射电路；发射电路，用于根据控制系统的指令向人体头部发送激励信号；接收电路，用于接收从人体头部获取的信号，并将信号发送给控制系统进行处理；DDS信号发生器，用于产生激励信号；发送器，用于对激励信号放大并滤波，将处理后的激励信号通过发送电极或者发送线圈发送给人体头部；差分放大电路，用于获取接收电极或者接收线圈的信号；接收器，用于将差分放大电路输出的信号放大并滤波，以及，将处理后的信号发送给控制系统。本申请的技术方案能够应用差分阻抗来检测大脑组织的变化，提高脑水肿监测仪对颅骨表面电位监测的灵敏度。

