



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101449968 B

(45) 授权公告日 2011. 05. 25

(21) 申请号 200810306739. X

CN 201341869 Y, 2009. 11. 11, 权利要求

(22) 申请日 2008. 12. 31

1-12.

(73) 专利权人 华中科技大学

JP 特开 2006-289565 A, 2006. 10. 26, 全文.

地址 430074 湖北省武汉市洪山区珞瑜路
1037 号

审查员 孔祥云

(72) 发明人 骆清铭 龚辉 李婷 吕晓华

(74) 专利代理机构 北京市德权律师事务所
11302

代理人 王建国

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101088465 A, 2007. 12. 19, 全文.

CN 1852681 A, 2006. 10. 25, 全文.

CN 1799497 A, 2006. 07. 12, 全文.

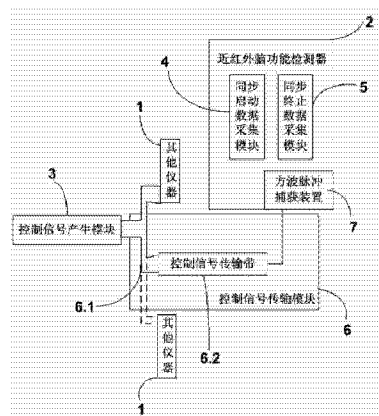
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 7 页

(54) 发明名称

一种实现近红外脑功能检测仪测量同步的方法和装置

(57) 摘要

本发明涉及一种实现近红外脑功能检测仪测量同步的方法和装置。该装置包括近红外脑功能检测仪, 以及至少一个除近红外脑功能检测仪之外的医疗仪器, 还包括控制信号产生模块和控制信号传输模块; 控制信号产生模块, 产生同步开始测量信号和同步结束测量信号; 控制信号传输模块, 将上述信号分路传输给所述医疗仪器和近红外脑功能检测仪; 近红外脑功能检测仪中设置有: 信号捕获模块, 捕获上述信号; 还设置有同步启动数据采集模块和同步结束数据采集模块, 在捕获上述信号后, 分别控制近红外脑功能检测仪开始测量, 以及中断或终止测量。本发明实现近红外脑功能检测仪与其他仪器同步进行多模式测量, 并无需对其他仪器进行改动。



1. 一种实现近红外脑功能检测仪测量同步的装置,包括近红外脑功能检测仪,以及至少一个除近红外脑功能检测仪之外的医疗仪器,其特征在于,还包括控制信号产生模块和控制信号传输模块;

近红外脑功能检测仪中设置有:同步启动数据采集模块,同步终止数据采集模块,以及信号捕获模块;

控制信号产生模块,用于在近红外脑功能检测仪需要开始测量时产生同步开始测量信号,在近红外脑功能检测仪需要中断或终止测量时产生同步结束测量信号;

控制信号传输模块,用于将同步开始测量信号或同步结束测量信号分路传输给所述医疗仪器和近红外脑功能检测仪;

信号捕获模块,用于捕获同步开始测量信号或同步结束测量信号;

同步启动数据采集模块,用于在信号捕获模块捕获同步开始测量信号后,控制近红外脑功能检测仪开始测量;

同步终止数据采集模块,用于在信号捕获模块捕获同步结束测量信号后,控制近红外脑功能检测仪中断或终止测量;

所述医疗仪器,还用于在接收到同步开始测量信号后,在实时采集的数据上打上开始标识或者启用外触发启动测量功能;或者在接收到同步结束测量信号后,在实时采集的数据上打上结束标识或者启用外触发中断测量功能;

所述控制信号产生模块具有第一输出端口和第二输出端口;第一输出端口用于输出同步开始测量信号,第二输出端口用于输出同步结束测量信号;

所述信号捕获模块具有第一捕获端口和第二捕获端口;第一捕获端口用于捕获同步开始测量信号,第二捕获端口用于捕获同步结束测量信号;

所述控制信号传输模块包括多相接口,以及与该接口连接的控制信号传输带;其中多相接口与控制信号产生模块及所述医疗仪器连接,控制信号传输带还与信号捕获模块连接;

所述控制信号传输带至少为 4 通道,用于保证第一输出端口与第一捕获端口连接,第二输出端口与第二捕获端口连接,控制信号产生模块的电源信号与信号捕获模块的电源信号连接,以及控制信号产生模块的地信号与信号捕获模块的地信号连接。

2. 如权利要求 1 所述的实现近红外脑功能检测仪测量同步的装置,其特征在于,同步开始测量信号和同步结束测量信号均为单方波脉冲信号。

3. 如权利要求 2 所述的实现近红外脑功能检测仪测量同步的装置,其特征在于,单方波脉冲信号的宽度大于近红外脑功能检测仪和所述医疗仪器的最大采样间隔。

4. 如权利要求 2 所述的实现近红外脑功能检测仪测量同步的装置,其特征在于,单方波脉冲信号的高电平幅值大于 3.7 伏且小于或等于 5 伏。

5. 如权利要求 2 所述的实现近红外脑功能检测仪测量同步的装置,其特征在于,近红外脑功能检测仪开始测量时,启动数据采集和数据显示双线程,并启动界面的控制;近红外脑功能检测仪中断或终止测量时,暂停数据采集和数据显示双线程。

6. 如权利要求 1 所述的实现近红外脑功能检测仪测量同步的装置,其特征在于,所述医疗仪器在接收到同步开始测量信号或同步结束测量信号之后,还对同步开始测量信号或同步结束测量信号进行编码。

7. 如权利要求 1 所述的实现近红外脑功能检测仪测量同步的装置,其特征在于,所述近红外脑功能检测仪为近红外脑功能光谱术或近红外脑功能成像的仪器。

8. 如权利要求 2 所述的实现近红外脑功能检测仪测量同步的装置,其特征在于,所述医疗仪器为 EEG/ERP 仪器、fMRI 仪器或 PET 仪器。

9. 一种利用如权利要求 1 所述的实现近红外脑功能检测仪测量同步的装置来实现近红外脑功能检测仪测量同步的方法,其特征在于,包括:

步骤 10,控制信号产生模块产生同步开始测量信号,并将同步开始测量信号分路传输给近红外脑功能检测仪,以及所述的医疗仪器;

步骤 20,所述医疗仪器在实时采集的数据上打上开始标识或者启用外触发启动测量功能;信号捕获模块捕获同步开始测量信号,同步启动数据采集模块控制近红外脑功能检测仪开始测量;

步骤 30,控制信号产生模块产生同步结束测量信号,并将该同步结束测量信号分路传输给近红外脑功能检测仪和所述医疗仪器;

步骤 40,所述医疗仪器在实时采集的数据上打上结束标识或者启用外触发中断测量功能;信号捕获模块捕获同步结束测量信号,同步终止数据采集模块控制近红外脑功能检测仪中断或终止测量。

10. 如权利要求 9 所述的方法,其特征在于,同步开始测量信号和同步结束测量信号均为单方波脉冲信号。

11. 如权利要求 9 所述的方法,其特征在于,步骤 20 中,近红外脑功能检测仪开始测量时,启动数据采集和数据显示双线程,并启动界面的控制;步骤 40 中,近红外脑功能检测仪中断或终止测量时,暂停数据采集和数据显示双线程。

12. 如权利要求 9 所述的方法,其特征在于,步骤 20 中,所述医疗仪器在接收到同步开始测量信号之后,还对同步开始测量信号进行编码;步骤 40 中,所述医疗仪器在接收到同步结束测量信号之后,还对同步结束测量信号进行编码。

13. 如权利要求 9 所述的方法,其特征在于,所述近红外脑功能检测仪为近红外脑功能光谱术或近红外脑功能成像的仪器。

一种实现近红外脑功能检测仪测量同步的方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及生物医学工程领域,尤其涉及一种实现近红外脑功能检测仪测量同步的方法和装置。

背景技术

[0002] 相对于广泛使用的脑功能检测技术——功能核磁共振成像技术(fMRI)、正电子发射断层成像(PET)、脑电图/事件相关电位技术(EEG/ERP),新兴的近红外脑功能光谱术或成像(NIRS/fNIRI)具有可便携,价格低廉,时间分辨率高,非侵入性检测等优势,已经在脑研究和临床检测中得到越来越广泛的好评。NIRS是近红外脑功能光谱术,fNIRI是近红外脑功能成像仪,本发明中的近红外脑功能检测仪包括两者,用NIRS/fNIRI表示。

[0003] 随着对脑疾病诊断分析需求的提高和全球脑科学研究的深入,在脑活动过程中同时获取不同的生理参数并进行综合分析,已成为脑功能成像技术发展的重要趋势。因此,现阶段急需发展集成NIRS/fNIRI与其他现有技术的多模式脑功能成像技术,实现NIRS/fNIRI与现有技术的同步测量。

[0004] 由于用户普遍使用的其他医学检测仪,如fMRI、PET、EEG/ERP、超声成像和生理多参数监护仪主要是商业化的单体机型,不适宜对这些仪器进行软件或硬件修改或添加功能来实现与NIRS/fNIRI结合。要进一步推广NIRS/fNIRI的使用,以及实现包括NIRS/fNIRI的多模式测量,需要建立对除了NIRS/fNIRI之外其它现有仪器无技术改动的同步技术方案。

[0005] 专利申请“集成式麻醉监视和超声显示”(公开号:CN 1879564A)介绍了将两仪器的测量结果组合显示在一个显示器上的技术方案,但只在实施例中简略指出利用一个同步信号使每个仪器的内部时钟同步,没有具体说明以任何方式来解决同步检测的问题。关于多设备同步,已授权或公开的相关专利或专利申请(ZL 01130178.3;CN 1406429A;CN101150316A;CN 1874191A)均采用开发同步测量系统的一般思路,即设置主从设备,主设备产生控制所有设备的一个或多个信号,从设备接收来自主设备的信号,并通过对主从各设备内部时钟的调整实现同步。该类方法比较复杂,需要对每个设备实施主或从控制,需要对各系统实施硬软件进行技术改动。

发明内容

[0006] 为了解决上述的技术问题,提供了一种实现近红外脑功能检测仪(NIRS/fNIRI)测量同步的方法和装置,其目的在于,实现近红外脑功能检测仪与其他仪器同步进行多模式测量,并对其他仪器不施加任何技术改动。

[0007] 本发明提供了一种实现近红外脑功能检测仪测量同步的装置,包括近红外脑功能检测仪,以及至少一个除近红外脑功能检测仪之外的医疗仪器,还包括控制信号产生模块和控制信号传输模块;

[0008] 近红外脑功能检测仪中设置有:同步启动数据采集模块,同步终止数据采集模块,

以及信号捕获模块；

[0009] 控制信号产生模块,用于在近红外脑功能检测仪需要开始测量时产生同步开始测量信号,在近红外脑功能检测仪需要中断或终止测量时产生同步结束测量信号；

[0010] 控制信号传输模块,用于将同步开始测量信号或同步结束测量信号分路传输给所述医疗仪器和近红外脑功能检测仪；

[0011] 信号捕获模块,用于捕获同步开始测量信号或同步结束测量信号；

[0012] 同步启动数据采集模块,用于在信号捕获模块捕获同步开始测量信号后,控制近红外脑功能检测仪开始测量；

[0013] 同步结束数据采集模块,用于在信号捕获模块捕获同步结束测量信号后,控制近红外脑功能检测仪中断或终止测量；

[0014] 所述医疗仪器,还用于在接收到同步开始测量信号后,在实时采集的数据上打上开始标识或者启用外触发启动测量功能；或者在接收到同步结束测量信号后,在实时采集的数据上打上结束标识或者启用外触发中断测量功能。

[0015] 同步开始测量信号和同步结束测量信号均为单方波脉冲信号。

[0016] 控制信号产生模块具有第一输出端口和第二输出端口；第一输出端口用于输出同步开始测量信号,第二输出端口用于输出同步结束测量信号。

[0017] 信号捕获模块具有第一捕获端口和第二捕获端口；第一捕获端口用于捕获同步开始测量信号,第二捕获端口用于捕获同步结束测量信号。

[0018] 控制信号传输模块包括三相或多相接口,以及与该接口连接的控制信号传输带；其中三相或多相接口与控制信号产生模块及所述医疗仪器连接,控制信号传输带还与信号捕获模块连接。

[0019] 控制信号传输带至少为 4 通道,用于保证第一输出端口与第一捕获端口连接,第二输出端口与第二捕获端口连接,控制信号产生模块的电源信号与信号捕获模块的电源信号连接,以及控制信号产生模块的地信号与信号捕获模块的地信号连接。

[0020] 单方波脉冲信号为宽度大于近红外脑功能检测仪和所述医疗仪器的最大采样间隔。

[0021] 单方波脉冲信号的高电平幅值大于 3.7 伏且小于或等于 5 伏。

[0022] 近红外脑功能检测仪开始测量时,启动数据采集和数据显示双线程,并启动界面的控制；近红外脑功能检测仪中断或终止测量时,暂停数据采集和数据显示双线程。

[0023] 所述医疗仪器在接收到同步开始测量信号或同步结束测量信号之后,还对同步开始测量信号或同步结束测量信号进行编码。

[0024] 所述红外脑功能检测仪为近红外脑功能光谱术或近红外脑功能成像的仪器。

[0025] 所述医疗仪器为 EEG/ERP 仪器、fMRI 仪器或 PET 仪器。

[0026] 本发明提供了一种应用上述装置实现近红外脑功能检测仪测量同步的方法,包括：

[0027] 步骤 10,控制信号产生模块产生同步开始测量信号,并将同步开始测量信号分路传输给近红外脑功能检测仪,以及至少一个除近红外脑功能检测仪之外的医疗仪器；

[0028] 步骤 20,所述医疗仪器在实时采集的数据上打上开始标识或者启用外触发启动测量功能；信号捕获模块捕获同步开始测量信号,同步启动数据采集模块控制近红外脑功能

检测仪开始测量；

[0029] 步骤 30, 控制信号产生模块产生同步结束测量信号, 并将该同步结束测量信号分路传输给近红外脑功能检测仪和所述医疗仪器；

[0030] 步骤 40, 所述医疗仪器在实时采集的数据上打上结束标识或者启用外触发中断测量功能；信号捕获模块捕获同步结束测量信号, 同步启动数据采集模块控制近红外脑功能检测仪中断或终止测量。

[0031] 同步开始测量信号和同步结束测量信号均为单方波脉冲信号。

[0032] 步骤 20 中, 近红外脑功能检测仪开始测量时, 启动数据采集和数据显示双线程, 并启动界面的控制；步骤 40 中, 近红外脑功能检测仪中断或终止测量时, 暂停数据采集和数据显示双线程。

[0033] 步骤 20 中, 所述医疗仪器在接收到同步开始测量信号之后, 还对同步开始测量信号进行编码；步骤 40 中, 所述医疗仪器在接收到同步结束测量信号之后, 还对同步结束测量信号进行编码。

[0034] 所述近红外脑功能检测仪为近红外脑功能光谱术或近红外脑功能成像的仪器。

[0035] 本发明采用外产生的同步开始和结束的控制信号, 并分路传输给其他仪器和近红外脑功能检测仪, 一方面控制近红外脑功能检测仪采集数据的启动和终止, 另一方面利用其他仪器可对外来数字信号实时数据打标或可设置被外触发启动与终止数据采集的功能, 使其他仪器自动对实时测量的数据打标和外触发启动 / 终止数据采集, 从而使得打标之间的数据序列或被触发采集的数据序列与近红外脑功能检测仪检测的数据序列在测量时间上重叠。本发明对其他仪器不实施任何硬件或软件的改动, 既能够使用户易于接受, 又能够使用户免于失去其他仪器生产商免费保修服务的经济损失。

[0036] 本发明在硬件方面, 最多只需要产生同步控制信号的信号发生器、三 / 多相接口、控制信号传输线、方波脉冲捕获装置。其中, 信号发生器可以使用个人电脑代替, 只用相应可向电脑数字端口写出设定宽度高电平信号即可；当近红外脑功能检测仪的采集卡含有至少两个开关量输入端口时, 大多数采集卡都满足这一情况, 也可省略方波脉冲捕获装置。由于接口和传输线（即排线）都是非常便宜的元器件, 本发明涉及的装置硬件部分花费很低。此外, 这些硬件的连接非常简单。软件方面, 只用向近红外脑功能检测仪采集软件相应位置添加两个模块即可, 操作简单。

[0037] 本发明中, 将对控制信号的识别转换为检查设定的不同端口是否接收到高电平信号, 简化控制信号的识别, 并提高了识别率；在产生控制信号模块设置高电平宽度大于所有被同步仪器的采样间隔, 保证了所有仪器按照各自采样率均能在该段时间内采集到该控制信号, 避免了被误识别为低电平而无法实现外触发启动或暂停数据采集, 提高了稳定性。

[0038] 本发明的响应时间短。由于信号的传输路径通常不超过 100 米, 因此其传输时间可忽略不计, 因此响应时间小于控制信号的传输时间与控制信号高电平时域宽度的和。

附图说明

[0039] 图 1 为本发明提供的近红外脑功能检测仪结合其他仪器实现多模式测量同步的装置示意图；

[0040] 图 2a 和图 2b 为本发明提供的同步启动和终止近红外脑功能检测仪数据采集模块

的控制流程图；

[0041] 图 3 为一优选实施例，即与视听刺激范式同步的近红外脑功能检测仪与 EEG/ERP 检测仪同步检测的装置图。

[0042] 图 4a 和图 4b 为上述优选实施例的同步启动和终止近红外脑功能检测仪数据采集模块的控制流程图；

[0043] 图 5 为本发明提供的近红外脑功能检测仪结合其他仪器实现多模式测量同步的方法示意图。

具体实施方式

[0044] 本发明提供的近红外脑功能检测仪结合其他仪器实现多模式测量同步的装置如图 1 所示。该装置包括需要被同步的其他仪器 1（例如 fMRI 仪器、PET 仪器或 EEG/ERP 仪器），近红外脑功能检测仪 2，控制信号产生模块 3，加载到近红外脑功能检测仪 2 中的同步启动数据采集模块 4 和同步终止数据采集模块 5，控制信号的传输模块 6，以及方波脉冲信号捕获模块 7；

[0045] 控制信号产生模块 3，用来分别产生控制同步开始测量和同步结束测量的单方波脉冲信号，两信号的输出端口依次命名为 P1 和 P2；

[0046] 控制信号的传输模块 6，用来将控制信号分路传输给其他仪器和方波脉冲捕获装置，它包括与控制信号产生模块 3 及其它仪器连接的三相或多相接口 6.1 和与该接口连接的控制信号传输带 6.2；

[0047] 方波脉冲信号捕获模块 7，它与控制信号传输带 6.2 相连，用于捕获同步开始测量和同步结束测量的单方波脉冲信号，两信号的捕获端口命名为 O1 和 O2。

[0048] 上述装置中控制信号传输带 6.2 至少为 4 通道，保证 P1 与 O1 连接，P2 与 O2 连接，控制信号产生模块 3 与方波脉冲信号捕获模块 7 的电源信号连接，控制信号产生模块 3 与方波脉冲信号捕获模块 7 的地信号连接。

[0049] 上述装置中控制信号产生模块 3 产生的单方波脉冲信号为宽度大于同步的所有仪器的最大采样间隔；高电平幅值小于等于并尽可能接近 5 伏，并且大于 3.7 伏。该模块的优选实现方案包括使用信号发生器或使用接口控制软件向电脑的某数字端口输出开关量信号。

[0050] 其中，同步启动近红外脑功能检测器数据采集的控制流程，和同步终止近红外脑功能检测器数据采集，如图 2a 和图 2b 所示。同步启动数据采集模块 4 在请求开始采集数据后启动，首先访问采集卡对应 O1 的端口，然后采集该端口的信号，若为高电平，将该端口赋值 0，然后启动数据采集和数据显示双线程，并启动界面的控制，若为低电平，返回访问采集卡对应 O1 的端口；同步终止数据采集模块 5 在数据采集线程中，在每次请求对数据进行新一轮采样时启动，首先访问对应采集卡对应 O2 的端口，然后采集该端口的信号，若为高电平，则暂停数据采集和数据显示双线程，若为低电平，则仍对该端口赋值 0，并启动对下一轮数据的采样。

[0051] 一轮采样表示近红外脑功能检测仪的每个通道都采集到了一个数据，每一轮采样前都要访问 O2 端口是否接收到控制信号，以便及时控制终止数据采集，这样能够保证同步终止的控制响应较快。当然，同步启动数据采集模块和同步终止数据采集模块一直处于工

作的状态,应该也可以实现本发明。

[0052] 本发明提供的近红外脑功能检测仪结合其他仪器实现多模式测量同步的方法,如图 5 所示,包括:

[0053] 步骤 51,首先产生一个用户控制同步开始测量的单方波脉冲信号,将该信号分路传输给其他仪器和近红外脑功能检测仪;

[0054] 步骤 52,其他仪器自动对该信号编码并在实时采集的数据上打上开始标识或者启用外触发启动测量功能;近红外脑功能检测仪使用方波脉冲捕获装置接收该信号,一旦捕获该信号后,同步启动数据采集模块控制近红外脑功能检测仪启动测量;

[0055] 步骤 53,然后产生一个用户控制同步结束测量的单方波脉冲信号,同样将该信号分多路传输给其他仪器和近红外脑功能检测仪;

[0056] 步骤 54,其他仪器自动对该信号编码并在实时采集的数据上打上结束标识或者启用外触发中断测量功能;近红外脑功能检测仪使用方波脉冲捕获装置接收该信号,一旦捕获该信号后,同步终止数据采集模块控制近红外脑功能检测仪中断或终止测量。

[0057] 这样,其他仪器的被外触发测量的或标识之间的数据序列与近红外脑功能检测仪测量的数据在时间上重叠,达到同步测量的目的。

[0058] 其中,单方波脉冲信号要求其脉冲宽度大于同步的所有仪器的最大采样间隔;高电平幅值小于等于并尽可能接近 5 伏,并且大于 3.7 伏。该方法中其他仪器与近红外脑功能检测仪不存在主从设备关系,两设备之间不用进行通讯联系或实施控制。

[0059] 下面通过一优选实施例进一步阐述本发明。

[0060] 以获取受检测人在接受视听刺激范式过程中脑活动变化的实例使用本发明实现对刺激时段脑活动的近红外脑功能成像仪与 Neuroscan 公司的 EEG/ERP 系统的同步检测。该实施例中,刺激呈现程序是在 Presentation 软件平台上编写出来的,该软件平台提供代码控制电脑并口的数字位输出开关量信号的功能;所用的近红外脑功能成像仪所带的采集卡含有可接收开关量输入信号的多个端口。

[0061] 该实施例的同步的方法为:首先在该刺激范式程序中添加代码使得开始呈现第一个刺激时发放一个同步开始数据采集的开关量信号,并将该信号分路传输给 EEG/ERP 仪器和近红外脑功能检测仪,该信号一方面使得 EEG/ERP 自动在一直实时采集的数据上打上开始标记,另一方面经由近红外脑功能成像仪的采集卡开关量输入端口捕获,然后控制近红外脑功能成像器数据采集同步启动;在呈现完最后一个刺激的时刻发放一个结束信号,并将该信号分路传输给 EEG/ERP 仪器和近红外脑功能检测仪,该信号一方面使得 EEG/ERP 自动在一直实时采集的数据上打上结束标记,另一方面经由近红外脑功能成像仪的采集卡开关量输入端口捕获,并控制近红外脑功能成像仪同步终止。

[0062] 该实施例的同步测量装置,除了被同步的 EEG/ERP 仪器 8 和近红外脑功能检测仪 2,还包括控制信号产生模块 3,控制信号传输模块 6 和同步启动近红外脑功能检测器数据采集模块 4 和同步终止近红外脑功能检测器数据采集模块 5。控制信号产生模块 3 载入到 Presentation 软件平台上的刺激程序 9 中。其中:

[0063] 控制信号产生模块 3 用于产生控制数据采集的开始信号和结束信号;该模块输出的开始信号和结束信号均为单方波脉冲的数字信号,但具有不同的高电平数字位。为方便下面叙述,命开始信号与结束信号不同的高电平数字位对应端口依次为 P1 和 P2。控制信号

的高电平宽度需大于近红外脑功能检测仪及其他检测仪的数据采样间隔最大值。该模块输出的开始信号和结束信号向其他仪器采集的数据进行实时打标,或者触发其他仪器实时启动或终止数据采集。

[0064] 控制信号的传输模块 6 包括输出控制信号的三相或多相接口 6.1,用于将输出控制信号分路传输至其他仪器和控制信号传输带上;包括接收控制信号的三相接口 6.3,用于将控制信号接入近红外脑功能检测仪的采集卡;还包括连接两接口的控制信号传输带 6.2。近红外脑功能检测仪 2 的采集卡的接口设置有分别控制近红外脑功能检测仪启动和终止数据采集的两个端口,为方便下面叙述,依次命名为 O1 和 O2。

[0065] 控制信号传输带 6.2 至少将上述两个接口的端口 P1 和 O1 相连,端口 P2 和 O2 相连,电源和地信号端口分别相连。

[0066] 同步启动数据采集模块 4 加载于近红外脑功能检测仪配套软件的启动函数中,用于实时采集 O1 端口的信号,当采集到的信号为低电平时返回继续采集该端口信号,直到当 O1 端口为高电平信号时,启动近红外脑功能检测仪的数据采样和实时显示线程等;

[0067] 同步终止数据采集模块 5 加载于近红外脑功能检测仪配套软件的采样线程启动函数中,用于实时采集 O2 端口的信号,当采集到的信号为低电平时返回,启动下一轮数据采集,当采集到的信号为高电平时,则暂停数据采集、显示及其它相关任务的执行;

[0068] 控制信号均为单方波,高电平宽度设置大于近红外脑功能成像仪的采样间隔,小于刺激间隔。近红外脑功能成像仪对开始信号和结束信号的接收并实施同步的控制流程如图 4a 和图 4b 所示,与上一实施例不同之处在于通过寻访和采集口对应开关量输入端口的信号值来实施同步启动或终止的控制。该实施例不但解决了近红外脑功能成像仪与 EEG/ERP 的同步检测,并实现了刺激范式、EEG/ERP 打的标识之间的数据段与近红外脑功能成像仪检测的数据段均在时间维度上的重叠,其误差小于近红外脑功能成像仪的采样间隔。

[0069] 本领域的技术人员在不脱离权利要求书确定的本发明的精神和范围的条件下,还可以对以上内容进行各种各样的修改。因此本发明的范围并不仅限于以上的说明,而是由权利要求书的范围来确定的。

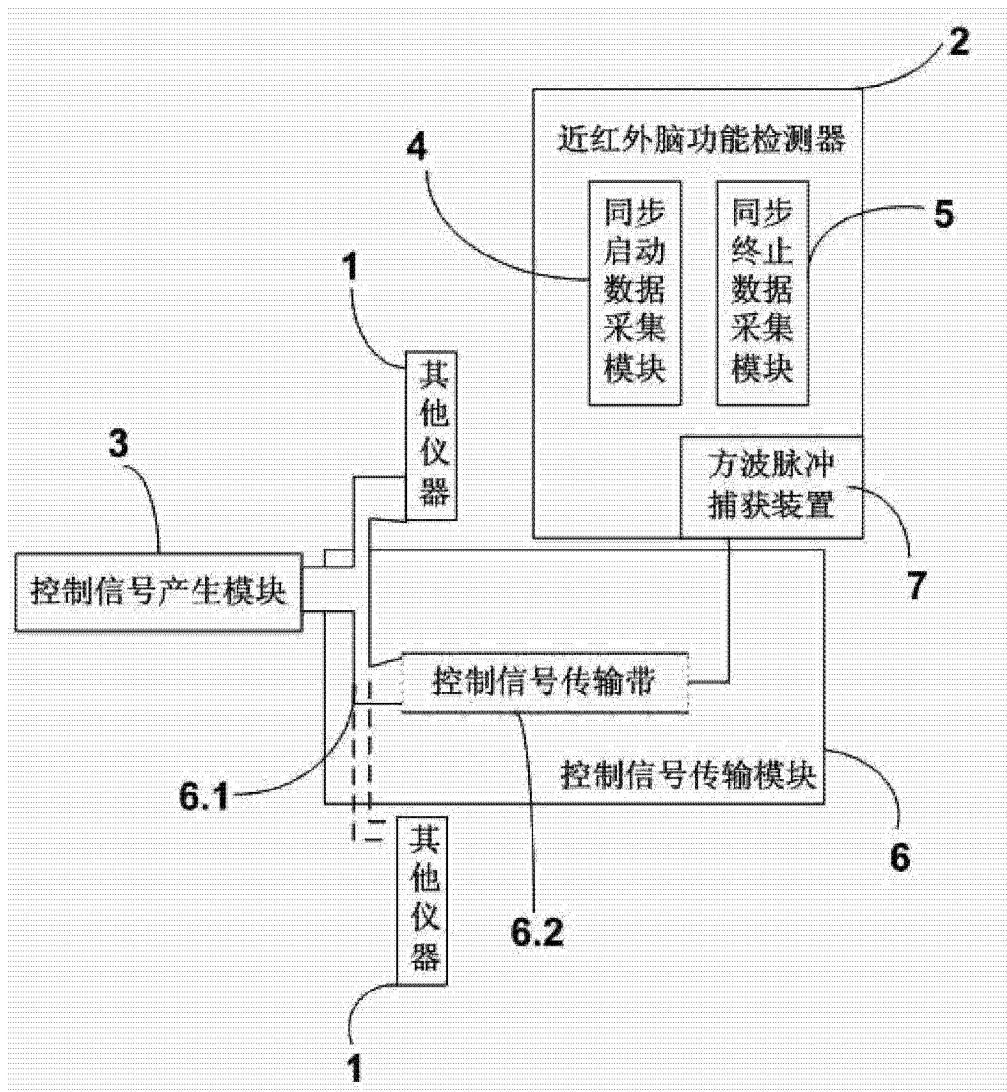


图 1

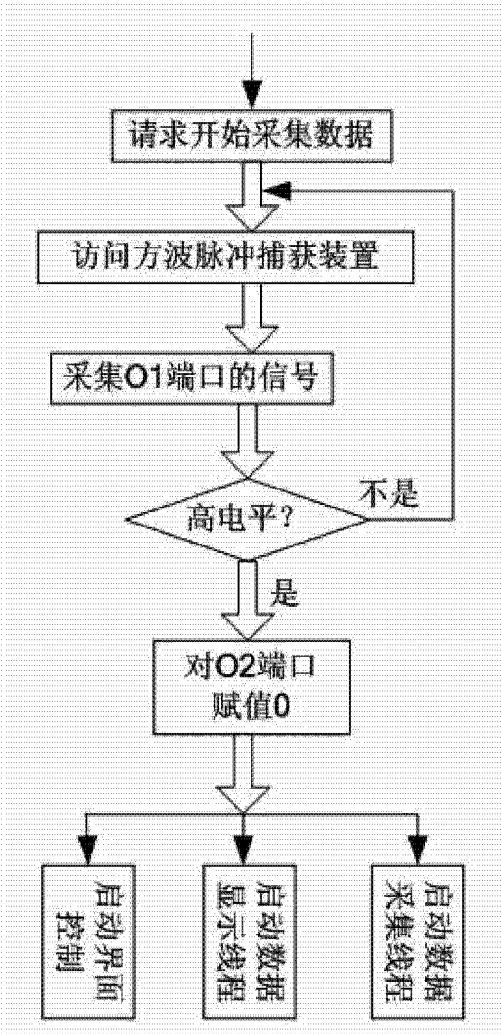


图 2a

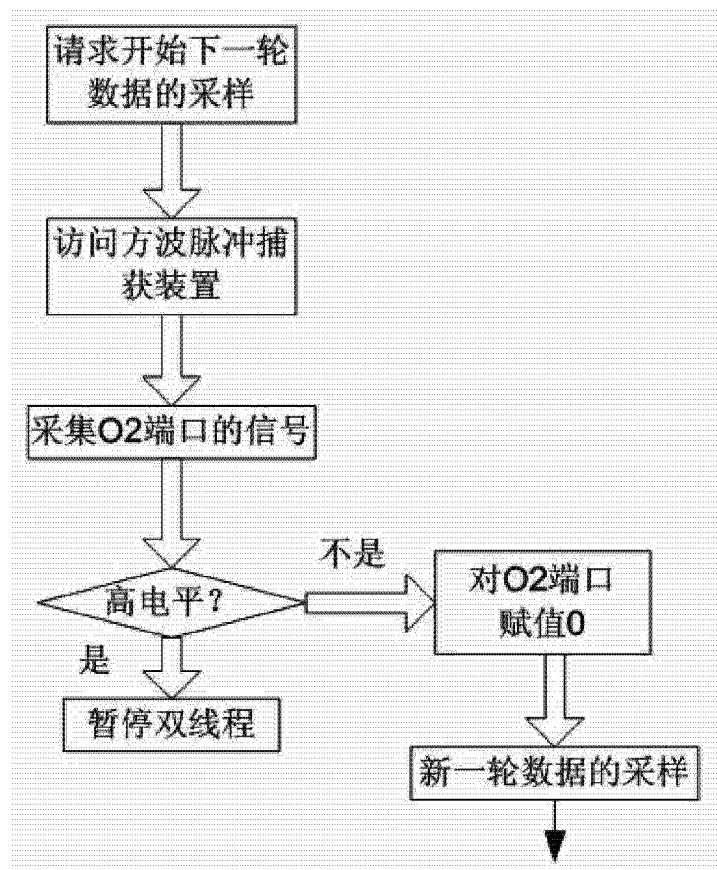


图 2b

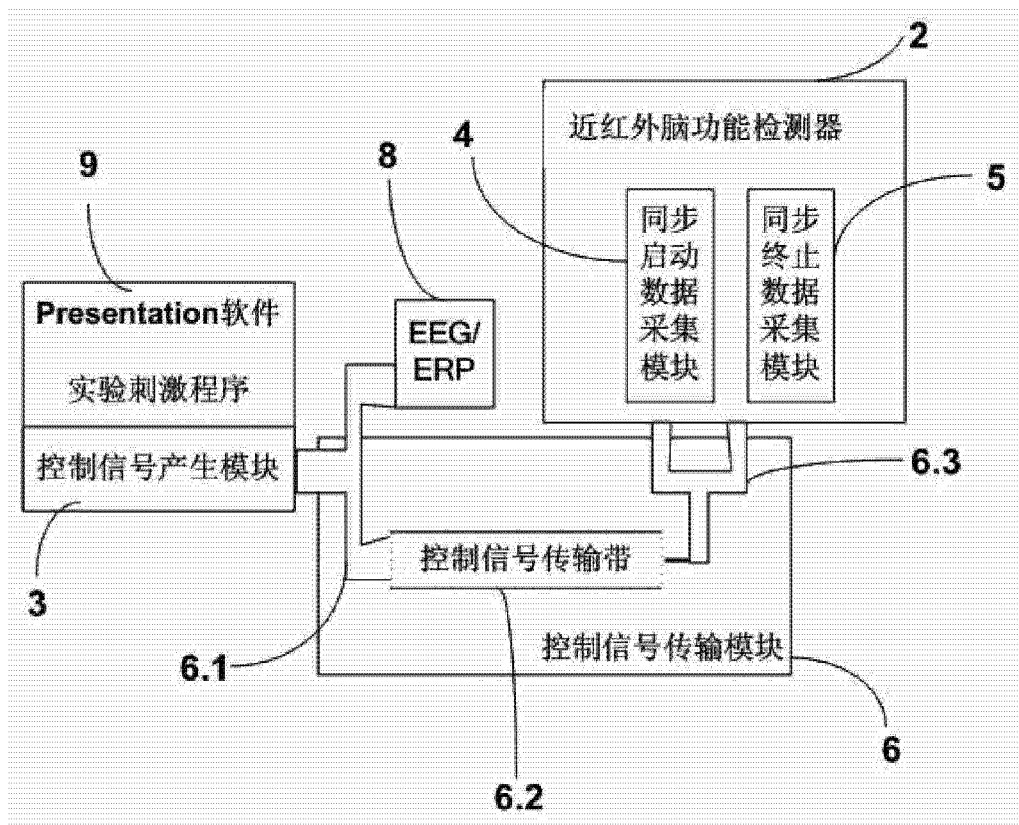


图 3

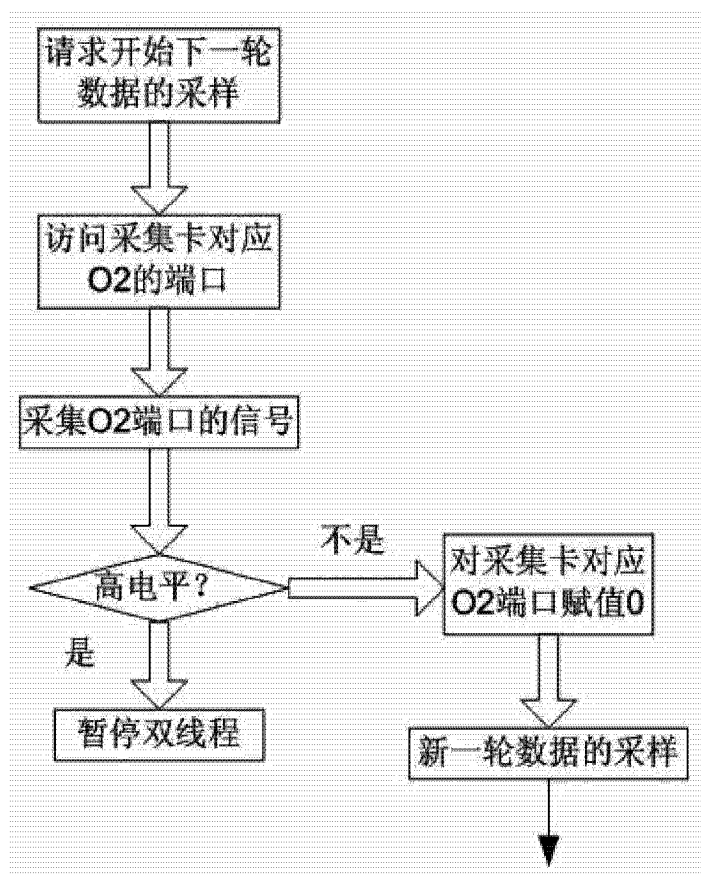


图 4a

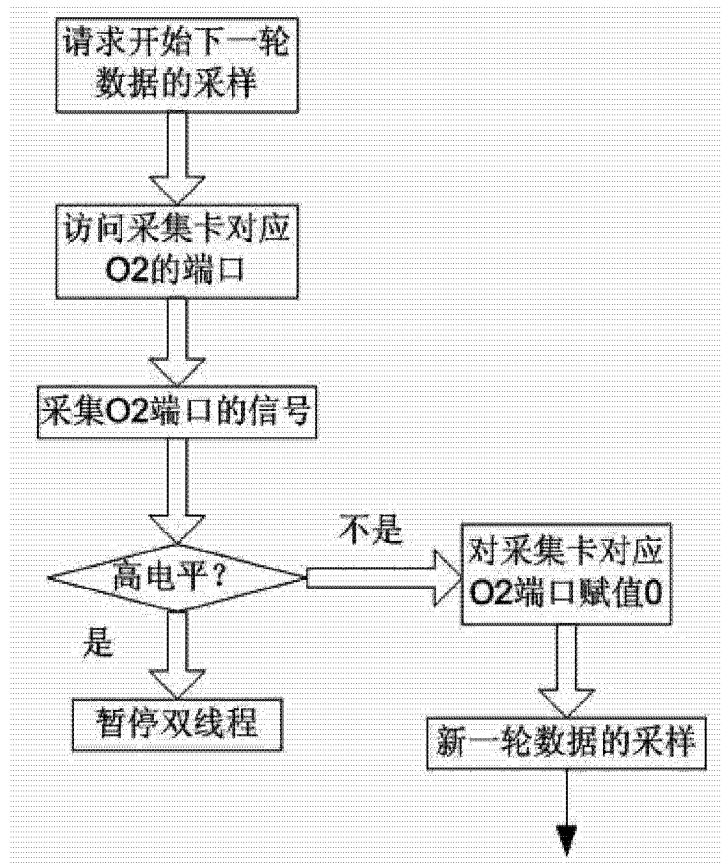


图 4b

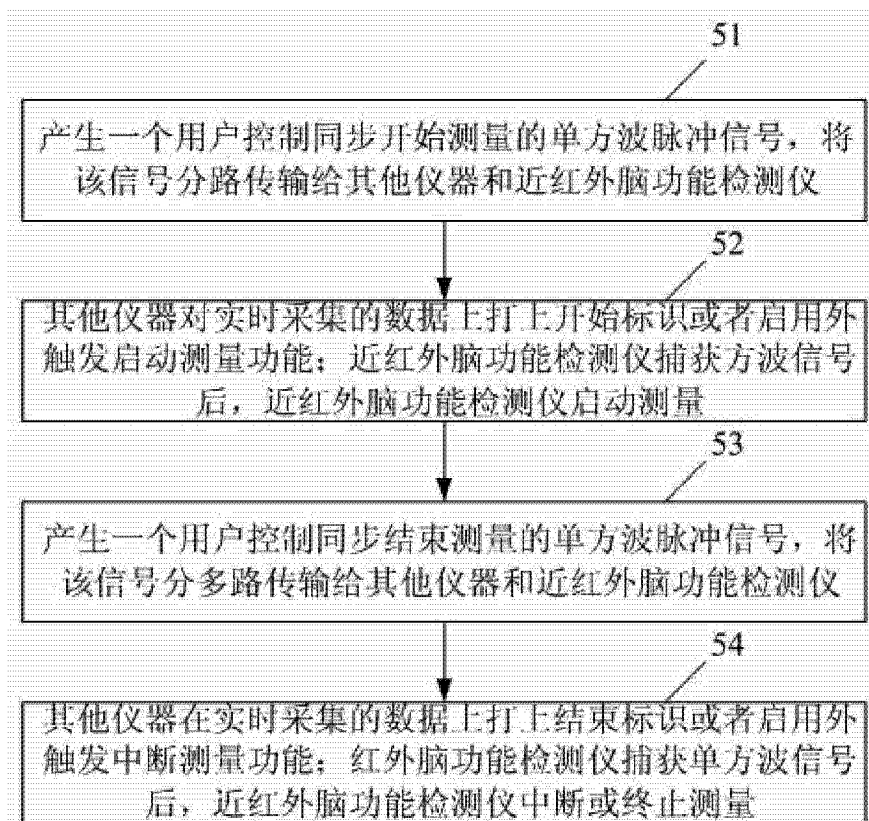


图 5

专利名称(译)	一种实现近红外脑功能检测仪测量同步的方法和装置		
公开(公告)号	CN101449968B	公开(公告)日	2011-05-25
申请号	CN200810306739.X	申请日	2008-12-31
[标]申请(专利权)人(译)	华中科技大学		
申请(专利权)人(译)	华中科技大学		
当前申请(专利权)人(译)	华中科技大学		
[标]发明人	骆清铭 龚辉 李婷 吕晓华		
发明人	骆清铭 龚辉 李婷 吕晓华		
IPC分类号	A61B5/00		
代理人(译)	王建国		
审查员(译)	孔祥云		
其他公开文献	CN101449968A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种实现近红外脑功能检测仪测量同步的方法和装置。该装置包括近红外脑功能检测仪，以及至少一个除近红外脑功能检测仪之外的医疗仪器，还包括控制信号产生模块和控制信号传输模块；控制信号产生模块，产生同步开始测量信号和同步结束测量信号；控制信号传输模块，将上述信号分路传输给所述医疗仪器和近红外脑功能检测仪；近红外脑功能检测仪中设置有：信号捕获模块，捕获上述信号；还设置有同步启动数据采集模块和同步结束数据采集模块，在捕获上述信号后，分别控制近红外脑功能检测仪开始测量，以及中断或终止测量。本发明实现近红外脑功能检测仪与其他仪器同步进行多模式测量，并无需对其他仪器进行改动。

