



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104826243 A

(43) 申请公布日 2015. 08. 12

(21) 申请号 201510250365. 4

(22) 申请日 2015. 05. 15

(71) 申请人 深圳先进技术研究院

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大学
城学苑大道 1068 号

(72) 发明人 郑海荣 邱维宝 黎国锋

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限
公司 11127

代理人 李秀芸

(51) Int. Cl.

A61N 7/00(2006. 01)

A61B 8/00(2006. 01)

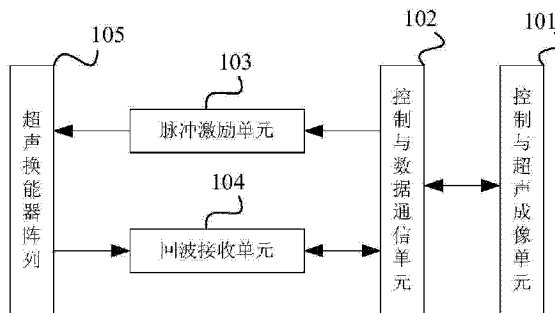
权利要求书2页 说明书8页 附图4页

(54) 发明名称

一种超声刺激神经组织的装置

(57) 摘要

本发明涉及一种超声刺激神经组织的装置,包括:控制与数据通信单元接收控制指令来产生脉冲参数和波束合成参数;接收回波接收单元输出的超声回波射频数据,并传输至控制与超声成像单元;脉冲激励单元根据脉冲参数产生高压脉冲序列;回波接收单元根据波束合成参数,利用超声回波合成超声回波射频数据;控制与超声成像单元根据用户操作指令发出控制指令;根据超声回波射频数据对目标神经组织扫描区域进行超声成像;超声换能器阵列根据高压脉冲序列调控是处于神经刺激状态还是处于超声成像状态。本技术方案采用超声刺激与超声成像共用超声换能器阵列的方法,实现超声神经刺激过程的实时可视化,有助于动态调整刺激靶点位置和评估刺激效果。



1. 一种超声刺激神经组织的装置,其特征在于,包括:控制与超声成像单元、控制与数据通信单元、脉冲激励单元、回波接收单元和超声换能器阵列;其中,

所述控制与数据通信单元,用于接收所述控制与超声成像单元发出的控制指令,根据控制指令产生脉冲参数和波束合成参数,将所述脉冲参数输入至所述脉冲激励单元,将所述波束合成参数输入至所述回波接收单元;同时,接收所述回波接收单元输出的超声回波射频数据,并传输至所述控制与超声成像单元;

所述脉冲激励单元,用于根据所述脉冲参数产生脉冲序列和电压控制信号,在所述电压控制信号的作用下,所述脉冲序列转换为具有不同时序、不同电压幅值的高压脉冲序列;并将所述高压脉冲序列输入至所述超声换能器阵列;

所述回波接收单元,用于根据所述波束合成参数,利用超声回波合成超声回波射频数据;

所述控制与超声成像单元,用于根据用户操作指令发出控制指令;并接收所述控制与数据通信单元输出的超声回波射频数据,根据所述超声回波射频数据对所述目标神经组织扫描区域进行超声成像;其中,所述用户操作指令包括用户设置超声成像参数的操作指令以及根据超声成像结果产生的神经刺激操作指令;

所述超声换能器阵列,用于根据所述高压脉冲序列产生脉冲超声波;其中,当系统处于超声成像状态时,利用所述高压脉冲序列产生超声波对目标神经组织进行扫描,并接收由所述目标神经组织反射或散射的超声回波,并将所述超声回波输入至所述回波接收单元;当系统处于神经刺激状态时,利用所述高压脉冲序列产生超声波对目标神经组织进行刺激。

2. 如权利要求 1 所述的装置,其特征在于,所述控制指令包括:调节超声成像深度控制指令、调节焦点位置控制指令、调节超声发射功率控制指令、调节超声刺激强度控制指令、调节超声刺激脉冲特征控制指令、调节超声刺激位置控制指令、冻结控制指令、刺激控制指令。

3. 如权利要求 1 或 2 所述的装置,其特征在于,所述控制与超声成像单元包括:人机交互界面模块、编码模块、第一数据缓存器、包络检测模块和图像增强模块;其中,

所述人机交互界面模块,用于显示需扫描区域的超声图像,并提供所述装置的控制平台,通过鼠标操作和/或键盘输入获得超声成像和神经组织刺激的控制参数;

所述编码模块,用于接收所述人机交互界面模块输出的控制参数,对所述控制参数编码后生成控制指令;

所述第一数据缓存器,用于对所述控制与数据通信单元输出的超声回波射频数据保存至相应区域;

所述包络检测模块,用于周期性从所述第一数据缓存器内读取数据信息并执行取包络运算,对运算结果按扫描位置的不同依次保存在显示缓冲区域内;

所述图像增强模块,用于对显示缓冲区域内的数据进行图像增强处理后,输出扫描区域的超声图像。

4. 如权利要求 3 所述的装置,其特征在于,所述控制与数据通信单元包括通信模块、数据包处理模块、译码模块和第二数据缓存器;其中,

所述译码模块,用于对所述控制指令进行处理,生成脉冲参数和波束合成参数;并将所

述脉冲参数输入至脉冲激励单元,将所述波束合成参数输入至所述回波接收单元;

所述第二数据缓存器,用于对所述回波接收单元输出的超声射频数据进行缓存;

所述数据包处理模块,用于周期性地从所述第二数据缓存器中读取超声射频数据,统一标准打包处理;

所述通信模块,用于将实现所述控制与数据通信单元和所述控制与超声成像单元之间信息互相传输;其中,包括:将所述编码模块生成的控制指令输入至译码模块;将所述数据包处理模块输出的数据包输入至所述第一数据缓存器。

5. 如权利要求4所述的装置,其特征在于,所述脉冲激励单元包括:脉冲发生器、程控开关电源和高压开关阵列;其中,

所述脉冲发生器,用于根据所述脉冲参数产生电压控制信号和脉冲序列,并将所述电压控制信号输入至所述程控开关电源,将所述脉冲序列输入至所述高压开关阵列;其中,所述脉冲序列的特征为脉冲形态相同但相位和幅值均不同;

所述程控开关电源,用于根据所述电压控制信号产生激励电压,并将所述激励电压输入至所述高压开关阵列;

所述高压开关阵列,用于在所述激励电压的作用下,根据所述脉冲序列,产生具有不同相位、不同电压幅值的高压脉冲序列;并将所述具有不同相位、不同电压幅值的高压脉冲序列输入至超声换能器阵列。

6. 如权利要求5所述的装置,其特征在于,所述回波接收单元包括:开关阵列、超声模拟前端模块和波束合成模块;其中,

所述开关阵列,用于接收所述超声换能器阵列输出的超声回波信号,去除高压脉冲的干扰信号后,将处理后的信号输入至所述超声模拟前端模块;

所述超声模拟前端模块,用于对所述开关阵列输出的信号经过前置放大、滤波、压控放大和模数转换后,输出数字射频信号;并将数字射频信号输入至所述波束合成模块;

所述波束合成模块,用于根据所述控制与数据通信单元输出的波束合成参数,对被选中孔径内波束的射频数据进行相位补偿叠加,形成超声回波射频数据,并输入至所述系统控制与数据通信单元。

7. 如权利要求1或2所述的装置,其特征在于,所述超声换能器阵列由上至下包括声学透镜层、匹配层、阵元阵列、吸声背衬材料和散热金属块;其中,所述阵元阵列包括128个阵元,且阵元的长度10mm~15mm,阵元的宽度达1.5倍声波波长;所述散热金属块的厚度为10-20mm;所述吸声背衬材料厚度为1/4波长的奇数倍且厚度小于2mm。

一种超声刺激神经组织的装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,特别涉及一种超声刺激神经组织的装置。

背景技术

[0002] 神经刺激和调控是指采用电、光、声、冷热或者机械等物理性刺激以及化学性刺激,作用于活体神经系统(如生物体、器官、组织、细胞等)并引起反应的过程。按刺激调控的效果可分为使功能显示或增强的兴奋性刺激和使功能消失或减弱的抑制性刺激。通过刺激,调控神经活动,有助于治疗神经系统疾病及精神疾病,同时也是研究人脑感受、动作和认知功能的基本手段。

[0003] 电刺激是最广泛使用的刺激手段。早在 1870 年,已经出现关于电刺激狗脑皮层,引发动作响应的文献记录。1954 年,文献表明电刺激人脑,能有效干预癫痫疾病。近年来流行的深脑刺激技术,通过在脑颅深部长期植入电极,实现对大脑局部区域的定时刺激,该技术本质上也属于电刺激;实验表明深脑刺激能治疗帕金森、肌张力障碍、强迫症等精神疾病。深脑刺激具有较高的空间分辨力,结合功能磁共振成像、弥散张力成像技术,可实现刺激区域神经环路的可视化,但由于刺激前需要比较复杂的前期手术过程,刺激部位不能灵活改变,只能局限于初始设定区域,并且在后期使用过程中需要周期性地更换电池。此外,结合功能磁共振成像的深脑刺激技术的安全问题仍受到质疑。类似深脑刺激的迷你神经刺激技术有助于治疗癫痫病和抑郁症。经颅直流电刺激属无创式的电刺激,其通过在颅脑表面贴上两片电极片并施加恒定电流,使大脑表面神经元膜电位改变,从而诱发脑皮层兴奋。因该技术空间分辨力不高而难以实现脑区定位。经颅磁刺激技术,同样属于无创式颅脑刺激技术。该技术通过体外线圈施加瞬时高压脉冲,引起与线圈平面垂直的特定空间区域内组织产生感生电流,从而产生诱发电位。该技术可用于评价神经电生理传导通路,以及抑郁症、癫痫、中风、精神分裂症、自闭症等疾病的神经康复治疗。但由于经颅磁刺激的空间分辨力仅达到厘米级,且无法实现深脑刺激。化学刺激常通过微量药物泵技术实施精确位置直接给药,可实现局部神经调控,有助于治疗大脑起源的痉挛疾病。光感基因神经调控技术,通过转染某种蛋白基因至特定神经元,允许特定光对特定神经元的精准刺激,从而实现神经环路的调控研究。

[0004] 超声刺激属于既古老又新兴的无创神经刺激手段。早在 1929 年,已经出现超声对蛙、龟的神经(心)肌肉的有效调控的文献报道。随后在 1958 年,有文献记录超声穿透开颅猫的颅骨,并能可逆地抑制视网膜的光激发电位。高强度聚焦超声(HIFU)常用作中枢神经系统的干预手段。2008 年, Tyler 等证实超声刺激海马脑片,可激发动作电位、压控钠离子、钙离子瞬态及突触传递。2010 年, Tyler 团队首次正面经颅超声刺激小鼠颅脑运动皮层,可诱发动作电位,引起肢体及尾巴的动作响应。从此,采用超声作为神经刺激手段引起人们的广泛关注。

[0005] 有创的神经刺激手段,刺激靶点的定位与刺激电极的安装位置有关,安装位置的选择通常根据前期的 CT、MRI 成像信息以及安装过程的现场信息确定;电极一旦被安装好,

刺激靶点则不可改变。无创的神经刺激手段,如经颅磁刺激,因其空间分辨力很低,因此没有精确定位的必要。而采用相控阵高强度聚焦超声的神经刺激手段,则可通过功能磁共振成像技术引导超声刺激靶点的定位并实现刺激效果评估的功能。

[0006] 综上所述,现有神经刺激技术要么有创,要么空间分辨力低、靶向特性差。

发明内容

[0007] 为解决现有技术的问题,本发明提出一种超声刺激神经组织的装置,采用超声刺激与超声成像共用超声换能器阵列的方法,实现超声神经刺激过程的实时可视化,有助于动态调整刺激靶点位置和评估刺激效果。

[0008] 为实现上述目的,本发明提供了一种超声刺激神经组织的装置,包括:控制与超声成像单元、控制与数据通信单元、脉冲激励单元、回波接收单元和超声换能器阵列;其中,

[0009] 所述控制与数据通信单元,用于接收所述控制与超声成像单元发出的控制指令,根据控制指令产生脉冲参数和波束合成参数,将所述脉冲参数输入至所述脉冲激励单元,将所述波束合成参数输入至所述回波接收单元;同时,接收所述回波接收单元输出的超声回波射频数据,并传输至所述控制与超声成像单元;

[0010] 所述脉冲激励单元,用于根据所述脉冲参数产生脉冲序列和电压控制信号,在所述电压控制信号的作用下,所述脉冲序列转换为具有不同时序、不同电压幅值的高压脉冲序列;并将所述高压脉冲序列输入至所述超声换能器阵列;

[0011] 所述回波接收单元,用于根据所述波束合成参数,利用超声回波合成超声回波射频数据;

[0012] 所述控制与超声成像单元,用于根据用户操作指令发出控制指令;并接收所述控制与数据通信单元输出的超声回波射频数据,根据所述超声回波射频数据对所述目标神经组织扫描区域进行超声成像;其中,所述用户操作指令包括用户设置超声成像参数的操作指令以及根据超声成像结果产生的神经刺激操作指令;

[0013] 所述超声换能器阵列,用于根据所述高压脉冲序列产生脉冲超声波;其中,当系统处于超声成像状态时,利用所述高压脉冲序列产生超声波对目标神经组织进行扫描,并接收由所述目标神经组织反射或散射的超声回波,并将所述超声回波输入至所述回波接收单元;当系统处于神经刺激状态时,利用所述高压脉冲序列产生超声波对目标神经组织进行刺激。

[0014] 优选地,所述控制指令包括:调节超声成像深度控制指令、调节焦点位置控制指令、调节超声发射功率控制指令、调节超声刺激强度控制指令、调节超声刺激脉冲特征控制指令、调节超声刺激位置控制指令、冻结控制指令、刺激控制指令。

[0015] 优选地,所述控制与超声成像单元包括:人机交互界面模块、编码模块、第一数据缓存器、包络检测模块和图像增强模块;其中,

[0016] 所述人机交互界面模块,用于显示需扫描区域的超声图像,并提供所述装置的控制平台,通过鼠标操作和/或键盘输入获得超声成像和神经组织刺激的控制参数;

[0017] 所述编码模块,用于接收所述人机交互界面模块输出的控制参数,对所述控制参数编码后生成控制指令;

[0018] 所述第一数据缓存器,用于对所述控制与数据通信单元输出的超声回波射频数据

保存至相应区域；

[0019] 所述包络检测模块,用于周期性从所述第一数据缓存器内读取数据信息并执行取包络运算,对运算结果按扫描位置的不同依次保存在显示缓冲区域内；

[0020] 所述图像增强模块,用于对显示缓冲区域内的数据进行图像增强处理后,输出扫描区域的超声图像。

[0021] 优选地,所述控制与数据通信单元包括通信模块、数据包处理模块、译码模块和第二数据缓存器；其中,

[0022] 所述译码模块,用于对所述控制指令进行处理,生成脉冲参数和波束合成参数；并将所述脉冲参数输入至脉冲激励单元,将所述波束合成参数输入至所述回波接收单元；

[0023] 所述第二数据缓存器,用于对所述回波接收单元输出的超声射频数据进行缓存；

[0024] 所述数据包处理模块,用于周期性地从所述第二数据缓存器中读取超声射频数据,统一标准打包处理；

[0025] 所述通信模块,用于将实现所述控制与数据通信单元和所述控制与超声成像单元之间信息互相传输；其中,包括:将所述编码模块生成的控制指令输入至译码模块；将所述数据包处理模块输出的数据包输入至所述第一数据缓存器。

[0026] 优选地,所述脉冲激励单元包括:脉冲发生器、程控开关电源和高压开关阵列；其中,

[0027] 所述脉冲发生器,用于根据所述脉冲参数产生电压控制信号和脉冲序列,并将所述电压控制信号输入至所述程控开关电源,将所述脉冲序列输入至所述高压开关阵列；其中,所述脉冲序列的特征为脉冲形态相同但相位和幅值均不同；

[0028] 所述程控开关电源,用于根据所述电压控制信号产生激励电压,并将所述激励电压输入至所述高压开关阵列；

[0029] 所述高压开关阵列,用于在所述激励电压的作用下,根据所述脉冲序列,产生具有不同相位、不同电压幅值的高压脉冲序列；并将所述具有不同相位、不同电压幅值的高压脉冲序列输入至超声换能器阵列。

[0030] 优选地,所述回波接收单元包括:开关阵列、超声模拟前端模块和波束合成模块；其中,

[0031] 所述开关阵列,用于接收所述超声换能器阵列输出的超声回波信号,去除高压脉冲的干扰信号后,将处理后的信号输入至所述超声模拟前端模块；

[0032] 所述超声模拟前端模块,用于对所述开关阵列输出的信号经过前置放大、滤波、压控放大和模数转换后,输出数字射频信号；并将数字射频信号输入至所述波束合成模块；

[0033] 所述波束合成模块,用于根据所述控制与数据通信单元输出的波束合成参数,对被选中孔径内波束的射频数据进行相位补偿叠加,形成超声回波射频数据,并输入至所述系统控制与数据通信单元。

[0034] 优选地,所述超声换能器阵列由上至下包括声学透镜层、匹配层、阵元阵列、吸声背衬材料和散热金属块；其中,所述阵元阵列包括 128 个阵元,且阵元的长度 10mm ~ 15mm,阵元的宽度达 1.5 倍声波波长；所述散热金属块的厚度为 10-20mm；所述吸声背衬材料厚度为 1/4 波长的奇数倍且厚度小于 2mm。

[0035] 与现有技术方案相比,本发明有如下几点优势：

[0036] 1) 神经刺激调控位置的实时可视化,本技术方案中刺激调控的位置基于实时超声成像结果来选择,位置选取的精度更高,灵活性更大。

[0037] 2) 成本更低,现有技术基于磁共振成像确定刺激位置和评估刺激效果,显然成本非常高;而本发明中刺激与成像采用相同的硬件系统,因此成本能被极大压缩。

[0038] 3) 超声刺激调控的部位更灵活,由于超声换能器阵列尺寸很小(接触面最长的长度小于 10 厘米),因此可用于人体颅脑、体表神经、动物神经系统的刺激。

[0039] 4) 可实现多于 1 点位置的同时刺激,满足更复杂神经环路研究的需求。

附图说明

[0040] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术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的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0041] 图 1 为本发明提出的一种超声刺激神经组织的装置框图;

[0042] 图 2 为本实施例的装置框图;

[0043] 图 3 为本实施例的控制与超声成像单元组成框图;

[0044] 图 4 为本实施例的控制与数据通信单元组成框图;

[0045] 图 5 为本实施例的脉冲激励单元组成框图;

[0046] 图 6 为本实施例的神经刺激脉冲信号示意图;

[0047] 图 7 为本实施例的成像脉冲与神经刺激脉冲信号示意图;

[0048] 图 8 为本实施例的回波接收单元组成框图;

[0049] 图 9 为本实施例的超声换能器阵列结构示意图。

具体实施方式

[0050] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0051] 本技术方案的工作原理:本技术方案包含五大单元,分别是控制与成像单元、系统控制与数据通信单元、脉冲激励单元、回波接收单元和超声换能器阵列单元,该系统在超声亮度模式(B-Mode)实时成像的引导下,可实现对神经组织超过 1 个靶点位置的精准刺激与调控。进一步地,本技术方案提出无创的且具有较高空间分辨力的神经刺激调控方法,即以线阵超声换能器产生聚焦超声,实现神经刺激的方法。本技术方案采用超声刺激与超声成像共用超声探头的方法,实现超声神经刺激过程的实时可视化,有助于动态调整刺激靶点位置和评估刺激效果。另外,本技术方案结合实时的超声成像信息实现超声对神经组织的实时刺激或者调控,不仅极大降低神经刺激调控的成本与时间,而且能灵活实现对中枢神经以及外周神经的刺激。

[0052] 基于上述工作原理,本发明提出一种超声刺激神经组织的装置,如图 1 所示。该装置包括:

[0053] 控制与超声成像单元 101、控制与数据通信单元 102、脉冲激励单元 103、回波接收单元 104 和超声换能器阵列 105 ;其中,

[0054] 所述控制与数据通信单元 102,用于接收所述控制与超声成像单元 101 发出的控制指令,根据控制指令产生脉冲参数和波束合成参数,将所述脉冲参数输入至所述脉冲激励单元 103,将所述波束合成参数输入至所述回波接收单元 104 ;同时,接收所述回波接收单元 104 输出的超声回波射频数据,并传输至所述控制与超声成像单元 101 ;

[0055] 所述脉冲激励单元 103,用于根据所述脉冲参数产生脉冲序列和电压控制信号,在所述电压控制信号的作用下,所述脉冲序列转换为具有不同时序、不同电压幅值的高压脉冲序列 ;并将所述高压脉冲序列输入至所述超声换能器阵列 105 ;

[0056] 所述控制与超声成像单元 101,用于根据用户操作指令发出控制指令 ;并接收所述控制与数据通信单元 102 输出的超声回波射频数据,根据所述超声回波射频数据对所述目标神经组织扫描区域进行超声成像 ;其中,所述用户操作指令包括用户设置超声成像参数的操作指令以及根据超声成像结果产生的神经刺激操作指令 ;

[0057] 所述回波接收单元 104,用于根据所述波束合成参数,利用所述超声回波信号合成超声回波射频数据 ;

[0058] 所述超声换能器阵列 105,用于根据所述高压脉冲序列调控是处于神经刺激状态还是处于超声成像状态 ;其中,当系统处于超声成像状态时,利用所述高压脉冲序列产生超声波对目标神经组织进行扫描,并接收由所述目标神经组织反射或散射的超声回波,并将所述超声回波输入至所述回波接收单元 104 ;当系统处于神经刺激状态时,利用所述高压脉冲序列产生超声波对目标神经组织进行刺激。

[0059] 下面结合实施例和附图。对本技术方案做进一步的详细说明。

[0060] 如图 2 所示,为本实施例的装置框图。由仪器端和电脑端两部分组成,两部分通过光纤通信或者 USB3.0 通信方式连接,实现超声数据和控制指令的双向传输。

[0061] 控制与超声成像单元基于电脑实现系统功能。控制功能是指用鼠标操作电脑端的软件界面,调节超声成像深度、焦点位置、超声发射功率、超声刺激强度、超声刺激脉冲特征、超声刺激位置等参数以及冻结控制、刺激控制等控制指令 ;超声成像功能是指对超声探头扫查区域进行超声成像。

[0062] 如图 3 所示,为本实施例的控制与超声成像单元组成框图。该单元基于具有 USB3.0 通信接口或者光纤通信模块的通用电脑,可由高级语言(例如 VC++,C#,Matlab 等)编程实现。人机交互界面模块提供整个装置的控制平台,通过鼠标操作和 / 或键盘输入获得超声成像和神经组织刺激的控制参数 ;可调节超声成像深度、焦点位置、超声发射功率、超声刺激强度、超声刺激脉冲特征、超声刺激位置等参数 ;上述参数连同冻结控制、刺激激励等控制指令经编码模块统一编码成 16 位命令字,并通过通信接口下行至仪器端。来自仪器端的超声回波射频数据,经过第一数据缓冲器后,保存于内存的指定区域 ;除非系统处于冻结状态,否则 CPU 将周期性读取上述缓冲器内的数据并通过包络检测模块执行取包络运算(可采用正交解调并低通滤波或者希尔伯特变换的方法实现),运算结果按扫描位置的不同依次保存在内存中定义为显示缓冲区的区域 ;该区域图像数据通过图像增强模块经对数压缩、去噪(帧间平均滤波、中值滤波)、边缘增强等图像增强处理后,结合信息标注,被显示在软件界面。

[0063] 仪器端包括：控制与数据通信单元、脉冲激励单元、回波接收单元以及超声换能器阵列单元，实现 B 超图像采集以及高功率超声脉冲产生的功能。

[0064] 如图 4 所示，为本实施例的控制与数据通信单元组成框图。来自通信模块的 16 位命令字经译码模块处理，产生发射脉冲参数和波束合成参数；前者提供给脉冲激励单元，以产生特定参数的脉冲序列，后者提供给回波接收单元，以产生波束合成的方案。来自回波接收单元的超声射频数据进入第二数据缓冲器后，数据包处理模块周期性地从第二数据缓冲器中读出并经统一标准打包，然后送至通信模块，经过通信模块传输至电脑端。

[0065] 如图 5 所示，为本实施例的脉冲激励单元组成框图。脉冲激励单元包括脉冲发生器、程控开关电源和高压开关阵列 3 部分。脉冲发生器根据来自控制与数据通信单元输出的脉冲参数产生 4 路电压控制信号和 128 路脉冲序列。具体地，脉冲发生器将 4 路电压控制信号传输至程控开关电源，脉冲发生器将 128 路脉冲序列传输至 128 通道的高压开关阵列，允许独立产生 128 通道的高压脉冲输出。脉冲发生器产生 N 组脉冲形态相同但相位和幅值均不同的脉冲序列；其中，对于脉冲序列来说，相位差异和幅值差异由超声激励位置（即聚焦位置）确定；脉冲发生器产生 4 路电压控制信号至程控开关电源，程控开关电源产生四组不同的激励电压，并将激励电压输入至高压开关阵列，在高压开关阵列作用下，对 128 路脉冲序列作用，从而产生具有不同电压幅值的脉冲序列。N 为有效激励通道数，即有效孔径，通常取 $N = 32$ 。

[0066] 脉冲形态由脉冲幅值、脉冲基波周期、每个脉冲的基波数、脉冲周期和脉冲个数五个参数表征，如图 6 所示。高压脉冲序列由高压开关阵列产生，其包括神经刺激所使用的序列和超声成像所使用的序列，这两种序列的差异仅表现为上述 5 个参数的不同，具体为：神经刺激时，脉冲幅值介于 40V-80V，脉冲基波周期介于 0.15 μ S-0.3 μ S，每个脉冲的基波数介于 500-2500，脉冲周期介于 0.5mS-2mS，脉冲个数介于 100-1000；超声成像时，脉冲幅值小于 30V，脉冲基波周期介于 0.15 μ S-0.3 μ S，每个脉冲的基波数介于 1-5，脉冲周期介于 0.13mS-0.26mS，脉冲个数介于 200-500。神经刺激的超声脉冲序列与常规脉冲背向散射回波超声成像所需的脉冲序列不同，如图 7 所示。表现为：超声成像时仅需产生一个具有 1-5 个周期的窄脉冲即可实现一次波束扫描，以特定频率（指脉冲重复频率）周期性地产生相同形态脉冲，即可实现整幅图像的扫描过程；而神经刺激时需要的脉冲序列的形态更为复杂，一次有效的神经刺激脉冲通常包含多个脉冲个数 (P_n)、特定的脉冲周期 (P_t)、特定的每个脉冲中的基波数 (C_pP)、特定的基波周期 (C_t) 和特定的脉冲幅值 (P_a)。上述脉冲参数均可在一定范围内在电脑端控制下由基于 FPGA 的脉冲发生器产生。

[0067] 在图 7 中，幅值较小脉宽较窄的脉冲为成像脉冲序列，而幅值较大、脉宽较宽、脉冲周期较大的脉冲为神经刺激脉冲，神经刺激脉冲的产生由操作者控制，可在成像间隙产生，其脉冲形态可灵活改变。

[0068] 如图 8 所示，为本实施例的回波接收单元组成框图。包括开关阵列、超声模拟前端模块、波束合成模块 3 部分。来自超声换能器阵列的 128 路超声回波信号，经过 128 通道的开关阵列后，去除了高压脉冲的干扰信号，进入超声模拟前端模块；超声模拟前端模块实现前置放大、滤波、压控放大和模数转换的功能；由超声模拟前端模块送出的 128 路数字射频信号被送入由 FPGA 实现的波束合成单元；波束合成单元根据来自控制与数据通信单元的波束合成参数，对被选中孔径内波束的射频数据进行相位补偿叠加，最终形成超声回波射

频数据,并输入至所述系统控制与数据通信单元。

[0069] 如图 9 所示,为本实施例的超声换能器阵列结构示意图。超声换能器阵列具有 128 个阵元,为便于描述,图中仅画出 4 个阵元,其他 124 个阵元具有类似结构。上述超声换能器阵列由上至下包括声学透镜层、匹配层、阵元阵列、吸声背衬材料和散热金属块五层结构。除了散热金属块外,其他四层结构与经典的超声探头结构相似。为满足用超声刺激神经的应用需求,超声应能产生较强的声压输出,本技术方案中的超声换能器阵列采取了如下两点改进:一是增加阵元的长度和宽度;其中,阵元的长度 10~15mm,阵元的宽度达 1.5 倍声波波长,以增加单一阵元的超声辐射面积;二是在吸声背衬材料后方增加约 10-20mm 厚的散热金属块(如铝块),以助于阵元散热;此外,为保证散热金属块的散热效果,吸声背衬材料厚度控制在 1/4 波长的奇数倍且厚度小于 2mm,并且增加导热材料(如钨粉)的使用比例。

[0070] 下面介绍使用本申请提出的装置进行超声刺激神经组织的工作过程:

[0071] 首先,开机;

[0072] 然后,开启实时超声成像;

[0073] 人机交互界面模块按照系统默认或者预设参数发出超声成像指令,该指令经编码模块编码后通过通信模块被送至译码模块,产生脉冲参数以及波束合成参数,发射脉冲参数结合同步时钟送至脉冲发生器,产生 128 路脉冲序列及电压控制信号,该 128 路脉冲序列的幅值相同,都是标准的 TTL 电平。电压控制信号控制程控开关电源输出较低的电压至高压开关阵列,所述 128 路脉冲序列驱动高压开关阵列输出 128 路高压脉冲序列,所述高压脉冲序列激励超声换能器阵列,产生动态扫描的超声波束,超声波束穿透神经组织过程中反射或者散射的微弱超声回波,被所述超声换能器阵列接收并转换为超声回波信号,所述超声回波信号经回波接收单元后形成超声回波射频数据,并输入至系统控制与数据通信单元,最好到达控制与超声成像单元,经处理后获取超声成像结果图,实现超声成像。

[0074] 根据实时超声成像结果,用户可调整超声换能器阵列的位置,获得感兴趣部位的超声图像。

[0075] 在上述成像的基础上,确定超声换能器位置后,用户根据上述超声成像结果信息,可在超声成像区域内,用鼠标选择感兴趣的一个或多个刺激目标(靶点)。

[0076] 用户对每个刺激靶点的设置参数,根据上述所选的刺激靶点在超声图像中的位置,输出神经刺激指令,电压控制信号控制程控开关电源输出较高的电压至高压开关阵列,所述 128 路脉冲序列驱动高压开关阵列输出 128 路高压脉冲序列,所述高压脉冲序列激励超声换能器阵列,对靶点实施超声神经刺激。

[0077] 通常,单次神经刺激所持续的时间很短($<0.5S$),而在多次神经刺激时,各次神经刺激间的时间间隔相对较长($>2S$),由于在各次神经刺激之间的时间间隙较长($>1.5S$),那么超声成像仍可持续进行,又因为每帧超声成像的时间仅介于 30ms-150ms,因此,在神经刺激的间隙仍可实现大于 10 帧的超声成像。

[0078] 基于上述神经刺激过程中的超声成像,用户可实时观察靶点处神经组织经超声刺激后的渐变过程(如形态改变或位移变化),并动态更改神经刺激参数,实现对刺激目标的有效神经刺激。

[0079] 针对本实施例的装置,已经做了动物实验验证。结果表明,该系统可以对小鼠的颅

脑皮层进行刺激,并且产生诱发电位,引起肢体和尾巴的动作响应。采用可视化的多点高分辨力超声刺激,可实现小动物的中枢神经系统或者外周神经系统的神经环路研究或者神经疾病治疗。

[0080] 根据上述描述,本技术方案具有如下特点:

[0081] 1)、本技术方案采用超声换能器阵列和脉冲激励单元,均具有产生强度小、脉宽窄的成像脉冲和强度大、脉宽变化范围宽的超声刺激脉冲的功能;具体表现为超声换能器除具有常规线阵超声成像探头的特征外,还具有阵元尺寸更宽、背衬材料更薄导热更好、配备散热金属块的特征,这些特征能保证超声换能器阵列可产生超声刺激脉冲;脉冲激励单元与常规激励单元相比,增加了程控开关电源单元,结合与之匹配的脉冲序列,通过高压开关阵列,即可产生集成了成像脉冲和激励脉冲的高压脉冲;

[0082] 2)、本技术方案采用的超声换能器阵列以及与之对应的脉冲激励单元、控制与数据通信单元、控制与超声成像单元均具有 128 个独立通道,这些通道可以按任何方式组合或者独立工作;通常单点神经刺激仅需其中部分通道组合实现,只要保证刺激的空间间隔不是太近,避免相邻刺激超声波束的相互干扰,即可实现单点或者多点空间位置的神经刺激;

[0083] 3)、本技术方案所采用的工作频率较高(3-5MHz),且采用多阵元电子聚焦方式实现超声刺激波束的聚焦,最终可使刺激靶点的横向直径比较小(0.9-1.5mm),此尺寸的空间分辨力显然比当前流行的经颅磁刺激的厘米级空间分辨力更高。

[0084] 以上所述的具体实施方式,对本发明的目的、技术方案和有益效果进行了进一步详细说明,所应理解的是,以上所述仅为本发明的具体实施方式而已,并不用于限定本发明的保护范围,凡在本发明的精神和原则之内,所做的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

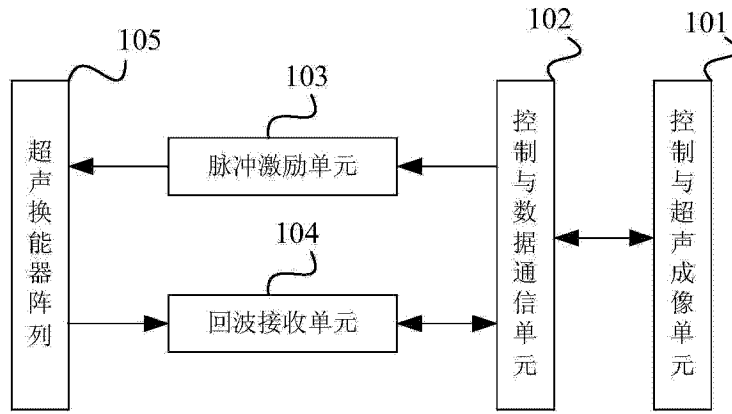


图 1

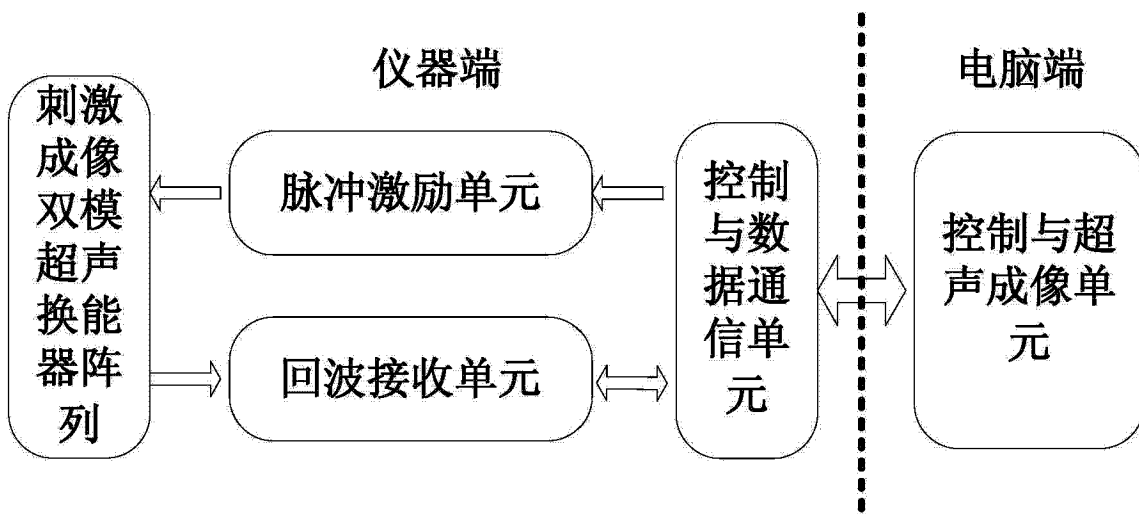


图 2

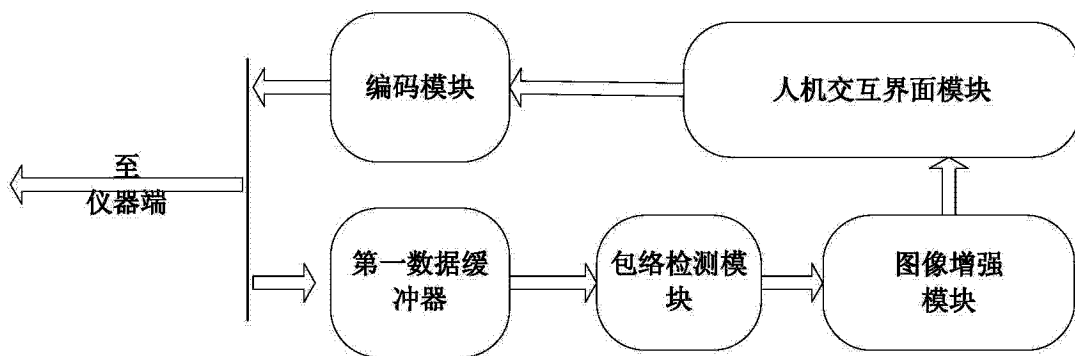


图 3

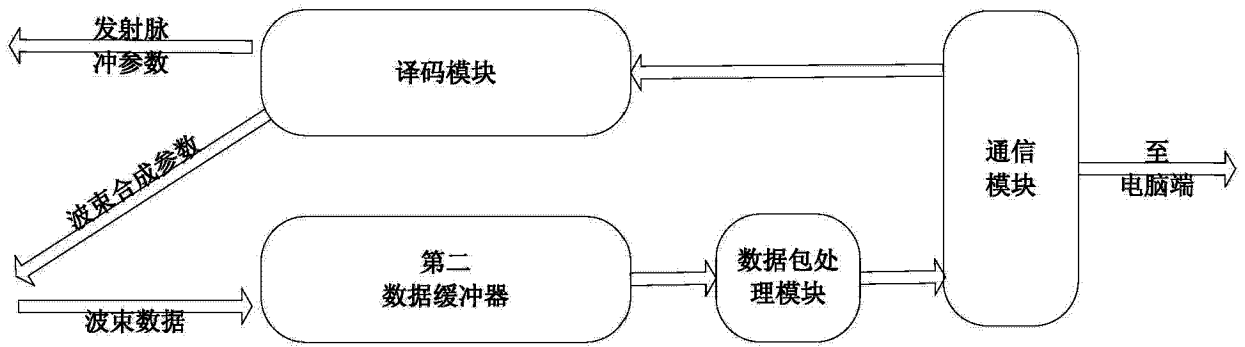


图 4

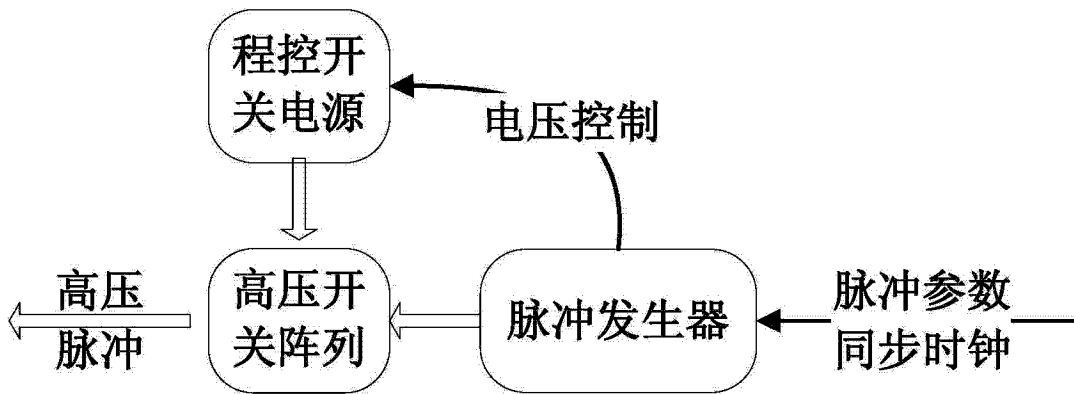


图 5

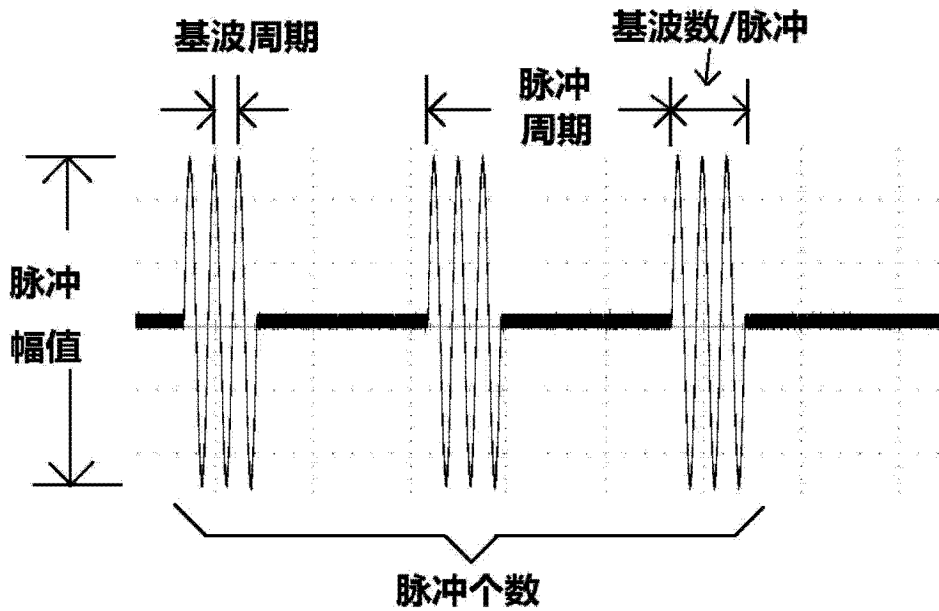


图 6

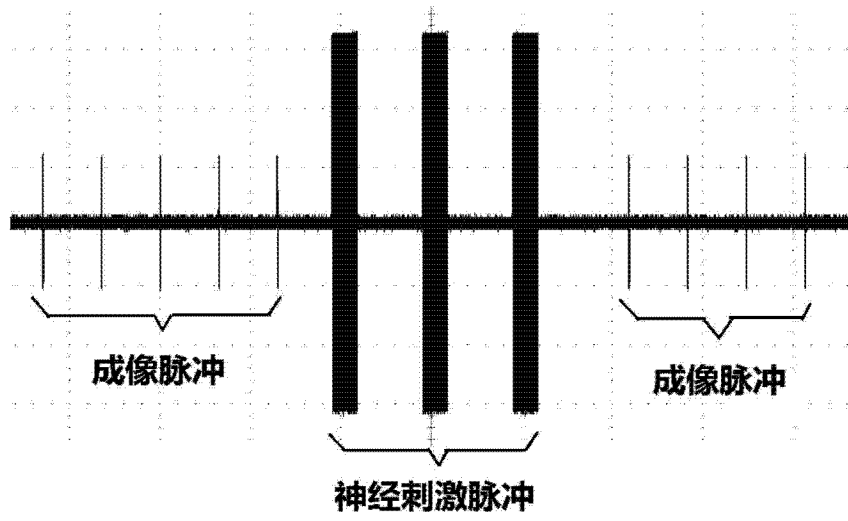


图 7

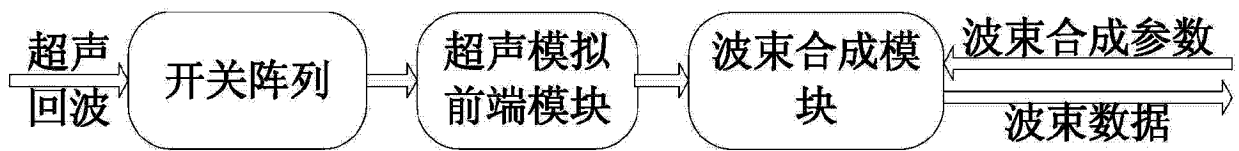


图 8



图 9

专利名称(译)	一种超声刺激神经组织的装置		
公开(公告)号	CN104826243A	公开(公告)日	2015-08-12
申请号	CN201510250365.4	申请日	2015-05-15
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
[标]发明人	郑海荣 邱维宝 黎国锋		
发明人	郑海荣 邱维宝 黎国锋		
IPC分类号	A61N7/00 A61B8/00		
CPC分类号	A61N7/00		
代理人(译)	李秀芸		
其他公开文献	CN104826243B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种超声刺激神经组织的装置，包括：控制与数据通信单元接收控制指令来产生脉冲参数和波束合成参数；接收回波接收单元输出的超声回波射频数据，并传输至控制与超声成像单元；脉冲激励单元根据脉冲参数产生高压脉冲序列；回波接收单元根据波束合成参数，利用超声回波合成超声回波射频数据；控制与超声成像单元根据用户操作指令发出控制指令；根据超声回波射频数据对目标神经组织扫描区域进行超声成像；超声换能器阵列根据高压脉冲序列调控是处于神经刺激状态还是处于超声成像状态。本技术方案采用超声刺激与超声成像共用超声换能器阵列的方法，实现超声神经刺激过程的实时可视化，有助于动态调整刺激靶点位置和评估刺激效果。

