(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 109984915 B
(45)授权公告日 2021.11.05

(21)申请号 201810001529.3
(22)申请日 2018.01.02
(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 109984915 A
(43)申请公布日 2019.07.09
(73)专利权人 香港理工大学
地址 中国香港九龙红磡理工大学陈鲍雪莹楼10楼1009室
(72)发明人 胡晓翎 荣威 李伟明 蓝静怡 魏詠杰 张芷晴 卫汉华 胡军岩
(74)专利代理机构 隆天知识产权代理有限公司 72003
代理人 郑特强 李昕巍
(51)Int.Cl.
A61H 1/02(2006.01)
A61N 1/18(2006.01)
A63B 21/00(2006.01)

(56)对比文件
CN 105030487 A,2015.11.11
CN 104398323 A,2015.03.11
CN 101961527 A,2011.02.02
CN 105030389 A,2015.11.11
CN 204932179 U,2016.01.06
CN 205391322 U,2016.07.27
CN 107550688 A,2018.01.09
CN 2119913 U,1992.10.28
US 9707146 B2,2017.07.18

审查员 邢凯丽

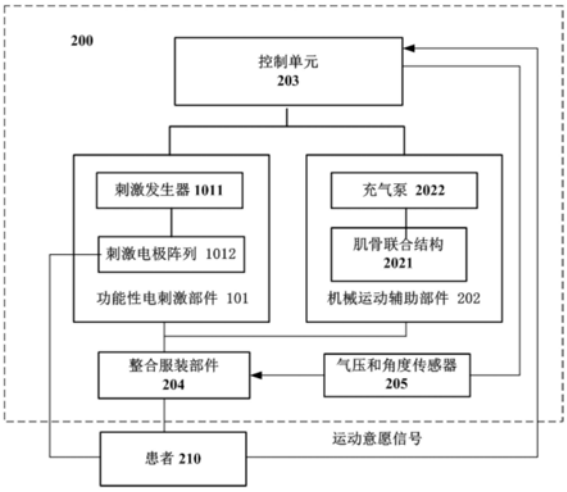
权利要求书2页 说明书8页 附图6页

(54)发明名称

康复装置、方法、计算机存储介质和电子设备

(57)摘要

本发明公开了一种康复装置、方法，涉及辅助医疗康复训练设备领域。该康复装置包括：功能性电刺激部件，其包括刺激电极阵列和与刺激电极阵列连接的刺激发生器，用于根据肌肉控制信号产生肌肉刺激信号，发送给所述刺激电极阵列；和机械运动辅助部件，其包括人工肌肉与外骨骼结合而成的肌骨联合结构，用于根据助力控制信号产生形变以便为目标关节的运动提供机械外力辅助。将机械的外力辅助与功能性电刺激相结合可改善两者单一辅助的缺陷；而且将由电刺激诱发的生理肌力与机器人外力辅助相结合可减少对电机马达功率的要求，降低外部设备的能源消耗及体积大小，使系统更轻便。



CN 109984915 B

1.一种康复装置,其特征在于,包括:

功能性电刺激部件,包括:

刺激电极阵列,和

与所述刺激电极阵列连接的刺激发生器,用于根据肌肉控制信号产生肌肉刺激信号,发送给所述刺激电极阵列;和

机械运动辅助部件,包括人工肌肉与外骨骼结合而成的肌骨联合结构,用于根据助力控制信号产生形变以便为目标关节的运动提供机械外力辅助,其中,所述外骨骼位于所述人工肌肉端部形成延伸;

整合服装部件,用于将所述机械运动辅助部件以内置方式固定于所述目标关节处,所述肌骨联合结构安置于目标关节的内侧,通过充气以辅助关节伸展,通过放气使肌骨联合体变软以辅助关节屈曲;

气压和角度传感器,用于提供充放气控制反馈,如果整合服装部件的气压到设定阈值,停止充气或放气,如果目标关节角度到达阈值,停止充气。

2.根据权利要求1所述的装置,其特征在于,还包括:

控制单元,用于产生所述肌肉控制信号和所述助力控制信号,分别发送给所述功能性电刺激部件和所述机械运动辅助部件。

3.根据权利要求2所述的装置,其特征在于,还包括:

生理信号获取单元,用于获得患者的生理信号,所述生理信号表征所述患者的运动意愿,将所述生理信号发送给所述控制单元;

所述控制单元用于根据所述生理信号产生所述肌肉控制信号和所述助力控制信号。

4.根据权利要求3所述的装置,其特征在于,所述生理信号为肌电信号、肌音信号、脑电信号、和/或脑磁信号。

5.根据权利要求4所述的装置,其特征在于,所述生理信号获取单元为所述刺激电极阵列,用于从皮肤表面获得收缩肌肉的肌电信号,发送给所述控制单元。

6.根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述肌骨联合结构包括充气囊和位于所述充气囊端部的人工骨骼延伸。

7.根据权利要求1至6中任意一项所述的装置,其特征在于,所述机械运动辅助部件还包括用于对所述肌骨联合结构充放气的气泵。

8.一种控制如权利要求1-7中任意一项所述的康复装置的方法,其特征在于,包括:

生成肌肉控制信号发送给所述功能性电刺激部件,以便功能性电刺激部件根据所述肌肉控制信号产生肌肉刺激信号;

生成助力控制信号发送给所述机械运动辅助部件,以便所述机械运动辅助部件中由人工肌肉与外骨骼结合而成的肌骨联合结构根据所述助力控制信号产生形变以便为目标关节的运动提供机械外力辅助。

9.根据权利要求8所述的方法,其特征在于,还包括:

接收来自患者的生理信号,所述生理信号表征所述患者的运动意愿;

根据所述生理信号产生所述肌肉控制信号和所述助力控制信号。

10.一种计算机存储介质,其上存储有计算机程序,其特征在于,所述计算机程序被处理器执行时实现权利要求8至9中任一项所述的方法。

11.一种电子设备,其特征在于,包括:

处理器;以及

存储器,用于存储所述处理器的可执行指令;

其中,所述处理器配置为经由执行所述可执行指令来执行权利要求8至9中任一项所述的方法。

康复装置、方法、计算机存储介质和电子设备

技术领域

[0001] 本公开涉及辅助医疗康复训练设备领域，具体而言，涉及一种康复 装置、方法、计算机存储介质和电子设备。

背景技术

[0002] 在例如中风或其他损伤后的肢体康复训练过程中，患者往往需要在 外力的协助下学会使用指定肌肉群来完成要求的训练任务，并尽量纠正 身体其他部位不必要的代偿性动作，从而使受训肢体的运动更接近正常 人。

[0003] 传统的机器人辅助康复训练主要通过机电结合的机器人对相应的关 节或肢体提供外源性的机械支持，帮助患者的瘫痪肢体体验指定动作以 及相应的运动轨迹。在训练时，机器人虽然可以从运动轨迹上纠正患者 动作的偏差，但是无法提示患者在过程中应使用哪些肌肉来完成标准动 作。这样的训练结果经常导致当有机器人辅助时患者可以完成动作，而 没有机器人帮助时患者就无法实现指定的动作，或使用其他代偿肌肉群。

[0004] 在物理康复治疗中引入功能性电刺激可以增强患者对患侧肌肉的本 体感受及诱发肌肉收缩以强化肌力，有利于受损神经系统的重建以提高 康复训练效果。

[0005] 目前的可穿戴机器人，例如外骨骼机器人，过于沉重，它们大都不 适用于中风患者户外移动式康复训练，存在更有效的解决方案的需求。

[0006] 需要说明的是，在上述背景技术部分公开的信息仅用于加强对本公 开的背景的理解，因此可以包括不构成对本领域普通技术人员已知的现 有技术的信息。

发明内容

[0007] 本公开的目的在于提供一种康复装置、方法、存储介质和电子设备，以便解决现有技术中设备功耗大，笨重的问题。

[0008] 根据本公开的一个方面，提供一种康复装置，包括：功能性电刺激 部件，其包括刺激电极阵列，和与所述刺激电极阵列连接的刺激发生器，用于根据肌肉控制信号产生肌肉刺激信号，发送给所述刺激电极阵列；和机械运动辅助部件，包括人工肌肉与外骨骼结合而成的肌骨联合结构，用于根据助力控制信号产生形变以便为目标关节的运动提供机械外力辅 助。

[0009] 在一个实施例中，该装置还包括：控制单元，用于产生所述肌肉控 制信号和所述助力控制信号，分别发送给所述功能性电刺激部件和所述 机械运动辅助部件。

[0010] 在一个实施例中，该装置还包括：生理信号获取单元，用于获得患 者的生理信号，所述生理信号表征所述患者的运动意愿，将所述生理信 号发送给所述控制单元；所述控制单元用于根据所述生理信号产生所述 所述肌肉控制信号和所述助力控制信号。

[0011] 在一个实施例中，生理信号为肌电信号、肌音信号、脑电信号、和/ 或脑磁信号。

[0012] 在一个实施例中，生理信号获取单元为所述刺激电极阵列，用于从 皮肤表面获得收缩肌肉的肌电信号，发送给所述控制单元。

[0013] 在一个实施例中，该装置还包括：整合服装部件，用于将所述机械 运动辅助部件以内置方式固定于所述目标关节处。

[0014] 在一个实施例中，肌骨联合结构包括充气囊和位于所述充气囊端部的 人工骨骼延伸。

[0015] 在一个实施例中，机械运动辅助部件还包括用于对所述肌骨联合结 构充放气的气泵。

[0016] 根据本公开的另一方面，提供一种控制如上所述的康复装置的方法， 包括：生成肌肉控制信号发送给所述功能性电刺激部件，以便功能性电 刺激部件根据所述肌肉控制信号产生肌肉刺激信号；生成助力控制信号 发送给所述机械运动辅助部件，以便所述机械运动辅助部件中由人工肌 肉与外骨骼结合而成的肌骨联合结构根据所述助力控制信号产生形变以 便为目标关节的运动提供机械外力辅助。

[0017] 在一个实施例中，该方法还包括：接收来自患者的生理信号，所述 生理信号表征所述患者的运动意愿；根据所述生理信号产生所述所述肌 肉控制信号和所述助力控制信号。

[0018] 根据本公开的又一方面，提供一种计算机存储介质，其上存储有计 算机程序，该计算机程序被处理器执行时实现如上所述的控制方法。

[0019] 根据本公开的又一方面，提供一种电子设备，包括：计算机或移动 装置上的处理器；以及存储器，用于存储所述处理器的可执行指令；

[0020] 其中，所述处理器配置为经由执行所述可执行指令来执行如上所述 的控制方法。

[0021] 本公开中的康复装置和方法，将由电刺激诱发的生理肌力与机器人外 力辅助相结合可减少对电机马达功率的要求，降低外部设备的能源消耗， 使系统更轻便。

[0022] 应当理解的是，以上的一般描述和后文的细节描述仅是示例性和解 释性的，并不能限制本公开。

附图说明

[0023] 此处的附图被并入说明书中并构成本说明书的一部分，示出了符合 本公开的实施例，并与说明书一起用于解释本公开的原理。显而易见 地，下面描述中的附图仅仅是本公开的一些实施例，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。在附图中：

[0024] 图1示出了本公开的一个实施例中康复装置的结构示意图；

[0025] 图2示出本公开的另一个实施例中康复装置的结构示意图；

[0026] 图3A示出一个实施例中在肘关节处无服装整合部件时，肌骨联合 结构与电极阵列的实现示意图；

[0027] 图3B示出一个实施例中在肘关节处有服装整合部件时，肌骨联合 结构、电极阵列及肌肉气泵安置的实现示意图；

[0028] 图4示出一个实施例中单根的肌骨联合结构的结构示意图；

[0029] 图5示出一个实施例中位于手部的肌骨联合结构的结构示意图；

[0030] 图6A、6B示出一个实施例中位于下肢膝关节部分的肌骨联合结构 的结构示意图；

[0031] 图7示出本公开一个实施例中康复装置控制方法的流程图；

[0032] 图8示出了根据本公开的示例性实施方式的存储介质的示意图;以 及

[0033] 图9示意性示出了根据本公开的示例性实施方式的电子设备的方框 图。

具体实施方式

[0034] 现在将参考附图更全面地描述示例实施方式。然而,示例实施方式 能够以多种形式实施,且不应被理解为限于在此阐述的范例;相反,提 供这些实施方式使得本公开将更加全面和完整,并将示例实施方式的构 思全面地传达给本领域的技术人员。所描述的特征、结构或特性可以以 任何合适的方式结合在一个或更多实施方式中。在下面的描述中,提供 许多具体细节从而给出对本公开的实施方式的充分理解。然而,本领域 技术人员将意识到,可以实践本公开的技术方案而省略所述特定细节中 的一个或更多,或者可以采用其它的方法、组元、装置、步骤等。在其 它情况下,不详细示出或描述公知技术方案以避免喧宾夺主而使得本公 开的各方面变得模糊。

[0035] 此外,附图仅为本公开的示意性图解,并非一定是按比例绘制。图 中相同的附图标记表示相同或类似的部分,因而将省略对它们的重复描 述。附图中所示的一些方框图是功能实体,不一定必须与物理或逻辑上 独立的实体相对应。可以采用软件形式来实现这些功能实体,或在一个 或多个硬件模块或集成电路中实现这些功能实体,或在不同网络和/或 处理器装置和/或微控制器装置中实现这些功能实体。

[0036] 附图中所示的流程图仅是示例性说明,不是必须包括所有的步骤。例如,有的步骤还可以分解,而有的步骤可以合并或部分合并,因此实 际执行的顺序有可能根据实际情况改变。

[0037] 图1示出了本公开的一个实施例中康复装置的结构示意图。如图1 所示,该康复装置包括功能性电刺激部件101和机械运动辅助部件102。功能性电刺激部件101包括刺激发生器1011和刺激电极阵列1012,刺 激电极阵列1011和刺激发生器1011连接。刺激发生器1011接收肌肉控 制信号,根据肌肉控制信号产生肌肉刺激信号,发送给刺激电极阵列1012。机械运动辅助部件102包括人工肌肉与外骨骼结合而成的肌骨联 合结构1021,用于根据助力控制信号产生形变以便为目标关节的运动提 供机械外力辅助。

[0038] 上述实施例中,将机械的外力辅助与功能性电刺激相结合可改善两者 单一辅助的缺陷;而且将由电刺激诱发的生理肌力与机器人外力辅助相结 合可减少对电机马达功率的要求,降低外部设备的能源消耗及体积大小 (如电池的大小,马达的大小),使系统更轻便。

[0039] 目前的可穿戴机器人过于沉重,例如外骨骼机器人,它们大都不适用 于中风患者户外移动式康复训练,移动式康复训练需要一种更轻巧的外力 辅助设计。

[0040] 图2示出本公开的另一个实施例中康复装置的结构示意图。如图2 所示,该康复装置包括功能性电刺激部件101、机械运动辅助部件202 和控制单元203。功能性电刺激部件101设有提供在目标关节主要拮抗 肌对上的刺激电极阵列1012和与之相连的刺激发生器1011,在目标关 节做屈曲和/或伸展运动时给于相应的肌肉刺激引起收缩,带动肢体运动。机械运动辅助部件202包括人工充气肌肉与外骨骼相结合的肌骨联 合结构2021和充气泵2022。控制单元203与功能性电刺激部件101、机 械运动辅助部件202相连接,用于产生肌肉控制信号和助力控制信号, 将肌肉控制信号发送给功能性电刺激部件101,将助力控制

信号发送给 机械运动辅助部件202。

[0041] 在一个实施例中，康复装置还包括整合服装部件204。整合服装部 件204将刺激电极阵列1012和机械运动辅助部件202以内置的方式包裹 于患者210的相应的肌肉与目标关节处。在一个实施例中还可以包括气 压和角度传感器205，用于提供反馈，如果整合服装部件204的气压到 阈值，就停止充气或放气，如果目标关节角度到达阈值，也停止充气。肌骨联合结构安置于目标关节的内侧，可为目标关节提供在做伸展动作 时的外力辅助。

[0042] 目前，人工肌肉，外骨骼和功能性电刺激技术还没有在同一康复训练 装置中相融合；从关节内侧给予辅助力的设计也未在目前的康复训练仪中 采用。本公开的实施例例如将外骨骼技术与充气式人工肌肉(柔性机器人) 相整合以减轻外骨骼的重量；当充气后此整合结构在外形体积上又比单独 的充气人工肌肉更为小巧。目前的人工肌肉或外骨骼系统在给于关节助力 时，都从关节的脊侧(或背侧)施加助力；这与从内侧施加助力相比，所需的系统功率消耗更大，本公开的系统功率消耗相对更小。

[0043] 在一个实施例中，该康复装置还包括生理信号获取单元(未示出)， 用于获得患者210的生理信号，并将获得的生理信号发送给控制单元 203。该生理信号例如是肌电信号、肌音信号、脑电信号、或脑磁信号， 用来表征患者210的运动意愿。控制单元203接收来自生理信号获取单 元的生理信号，根据生理信号产生所述肌肉控制信号和助力控制信号， 分别发送给功能性电刺激部件101和机械运动辅助部件202。

[0044] 在一个实施例中，刺激电极阵列1012除了可给予肌肉刺激之外，同 时作为生理信号获取单元，从相应的皮肤表面获取肌肉电信号作为电子 控制单元203的输入，用于实时控制机械运动辅助部件202及刺激发生 器1011所给予的助力大小。

[0045] 在一个实施例中，机械运动辅助部件202和功能性电刺激部件101 同时为目标关节在做伸展时提供助力；而当目标关节做屈曲时，只有功 能性电刺激部件101提供助力。康复系统提供的助力受控于患者的自主 运动意愿。此处的目标关节可以是以做屈曲与伸展运动为主的关节，如 肘、指、膝等。患者的自主运动意愿可以目标肌肉上测得的肌电来表征。当目标关节做屈曲运动时，可以通过功能性电刺激部件101诱发肌肉收 缩，并按以下控制方法对目标肌肉进行刺激控制：

[0046] $$I_i(t)=\begin{cases}0 & \text{在主观运动意向为零时}\\ I_{iMax}*M_i(t) & \text{在主观运动意向不为零时}\end{cases} \quad (1)$$

[0047] 其中，Ii(t)为刺激产生器在肌肉i(收缩肌)上产生的实时刺激强度。当控制单元203不能检测到患者的主观运动意向时，刺激产生器的输出 强度为0。I_{iMax}是刺激发生器1011产生的在目标肌肉上引起的最大肌肉 收缩的阈值强度。Mi(t)为归一化并取绝对值后实时的主观运动意向强 度。患者的主观运动意向可由相关的生理信号，如收缩肌肉上测得的肌 电、肌音信号、以及相应脑区信号(如脑电、脑磁信号)强度来表征：

[0048] $$M_i(t)=\frac{|y_i(t)|}{|y_{iMax}|} \quad (2)$$

[0049] 其中，$y_i(t)$为表征患者对i肌肉的主观收缩的实时意向，而y_{iMax}为 患者对i肌肉产生主观收缩意向的最大值。

[0050] 当目标关节做伸展运动时，功能性电刺激部件与机械辅助部件同时 作用于目标

关节及相应的展肌，并按以下控制方法对关节伸展运动予以 辅助：

[0051] 功能性电刺激按公式(1)和(2)的方式只作用于相应关节的展肌。而机械辅助部件中的人工充气肌肉与外骨骼整合部件将在目标关节内侧 充气伸展，并附合以下规律：

[0052] $P_j(t)=P_{fMax}*M_i(t)$ (3)

[0053] 其中，Pj(t)为实时的人工肌肉内的气压值。P_{jMax}为实验设置最大人 工肌肉内的气压。不同的关节有不同的最大气压值，主要出于安全考虑。$M_i(t)$的定义和公式(2)相同。肌肉i是关节j的展肌。设计中只在关节做 伸展运动时提供机械外力辅助，是因为大部分瘫痪肢体具有较好的关节 屈曲功能而关节伸展功能较差。

[0054] 在一个实施例中，整合服装部件将机械运动辅助部件、刺激电极阵 列、电极导线和充气泵内置于纺织材料中便于穿戴。控制单元为便携式 装置，可与移动设置如手机进行无线数据交换，将训练记录同步并上传 到云端服务器供医务人员存档或分析。

[0055] 本公开的康复装置可用于身体不同部位的训练，如上肢的肘和指、下肢的膝关节。

[0056] 图3A、3B所示为一个实施例中用于肘关节伸展和弯曲训练的康复 系统。如图3A、3B所示，该康复系统包括由肌骨联合结构3021构成的 机械辅助部件，功能性电刺激及肌电电极阵列3012，将肌骨联合结构 3021与导线相整合的整合服装部件304，对肌骨联合结构3021充放气的 气泵3022，及控制刺激发生器及气泵的控制单元303。其中，用于从肘 关节内侧在伸展时给于机械助力的肌骨联合结构3021可通过在前臂和 上臂处的固定瓣306和整合服装部件304包裹于肘关节内侧。整合服装 部件304有一定的弹性，用于充放气时的位置固定及缓冲由于充放气对 手臂产生的压力波动。固定瓣306与进入肌骨联合结构3012的气路307 相联，气路又与气泵3022相接驳。功能性电刺激及肌电阵列3012可贴 于控制肘关节屈曲和伸展的主要肌肉上，如于肘关节处的肱二头肌和肱 三头肌。电极阵列3012和气泵的导线307联接于装有刺激发生器和控制 单元303的便携式控制盒内。

[0057] 在一个实施例中，安置于关节内侧的肌骨联合结构的具体形态如图 4所示。图4为单根的肌骨联合结构，它由一个充气囊401(人工肌肉) 及位于两端的人工骨骼延伸402组成。当充气囊401加压充气后，可与 人工骨骼延伸402一起为关节伸展提供力学支撑。当充气囊401放气后， 气囊变软，使得肘关节处得以屈曲。充气囊401的材料可为聚氯乙烯薄膜，或其他充气形变较小的薄膜性材料。人工骨骼延伸402为可提供一 定力学支撑的硬质材料，如玻璃纤维等。人工骨骼延伸402有中空的气 路403与外接气道307相联。肌骨联合结构内置于服装整合部件以进一 步限制充气时的膨胀，从而使气囊401提供足够的力学支撑，但又不破 裂。在肘关节处的肌骨联合结构的数量可以是一根或多根。在关节要做 伸展时，当刺激电极阵列在肱三头肌(肘的伸展肌)上测得高于阈值的 肌电信号时(即主观运动意向不为零)，肌骨联合结构就会充气，同时刺 激器也会通过电极阵列向肱三头肌发送刺激信号，辅助关节做伸展的动 作；在关节要做屈曲时，当电极阵列在肱二头肌(肘的屈肌)上测得高 于阈值的肌电信号时，肌骨联合结构就会放气，同时刺激器也会通过电 极阵列向肱二头肌发送刺激信号，辅助关节做屈曲的动作。

[0058] 对于机械辅助部件的机械结构设计除了可以如图3A、3B所示用于 肘关节外，也可应用于其他伸展/屈曲类关节，如：手指部分和下肢膝关 节部分。其中，图5示出一个实施例中位于手部的肌骨联合结构的结构 示意图，图5中401为气囊，402为人工骨骼延伸，403为

与外接气道相 联的气路。

[0059] 图6A、6B示出一个实施例中位于下肢膝关节部分的肌骨联合结构 的结构示意图；其中，401为气囊，402为人工骨骼延伸。其中，图6A 示出辅助下肢膝关节部分做伸展动作的状态，图6B示出下肢膝关节部 分屈曲动作的状态。

[0060] 在图5、图6A、6B中，肌骨联合结构均从关节内侧为目标关节提 供机械助力。

[0061] 图7示出本公开一个实施例中康复装置控制方法的流程图。

[0062] 如图7所示，步骤700，接收来自患者的生理信号，该生理信号表 征患者的运动意愿。

[0063] 步骤702，根据该生理信号生成肌肉控制信号发送给功能性电刺激 部件，以便功能性电刺激部件根据肌肉控制信号产生肌肉刺激信号。

[0064] 步骤704，根据该生理信号生成助力控制信号发送给机械运动辅助 部件，以便机械运动辅助部件中由人工肌肉与外骨骼结合而成的肌骨联 合结构根据助力控制信号产生形变以便为目标关节的运动提供机械外力 辅助。

[0065] 本公开提供了一种由人工充气肌肉(柔性机器人)、外骨骼、功能性 电刺激协同辅助瘫痪肢体进行训练，并从关节内侧为肢体提供辅助的轻 便康复系统，从而能够更有效地帮助患者进行非定点式的移动康复训练。

[0066] 在本公开的示例性实施例中，还提供了一种计算机可读存储介质， 其上存储有能够实现本说明书上述方法的程序产品。在一些可能的实施 方式中，本发明的各个方面还可以实现为一种程序产品的形式，其包 括程序代码，当所述程序产品在终端设备上运行时，所述程序代码用 于使所述终端设备执行本说明书上述“示例性方法”部分中描述的根 据本发明各种示例性实施方式的步骤。

[0067] 参考图8所示，描述了根据本发明的实施方式的用于实现上述方法的 程序产品1400，其可以采用便携式紧凑盘只读存储器(CD-ROM)并包括程 序代码，并可以在终端设备，例如个人电脑上运行。然而，本发明的程序 产品不限于此，在本文件中，可读存储介质可以是任何包含或存储程序的 有形介质，该程序可以被指令执行系统、装置或者器件使用或者与其结合 使用。

[0068] 所述程序产品可以采用一个或多个可读介质的任意组合。可读介质 可以是可读信号介质或者可读存储介质。可读存储介质例如可以为但不 限于电、磁、光、电磁、红外线、或半导体的系统、装置或器件，或者 任意以上的组合。可读存储介质的更具体的例子(非穷举的列表)包括：具有一个或多个导线的电连接、便携式盘、硬盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、可擦式可编程只读存储器(EPROM 或闪存)、光纤、便携式紧凑盘只读存储器(CD-ROM)、光存储器件、 磁存储器件、或者上述的任意合适的组合。

[0069] 计算机可读信号介质可以包括在基带中或者作为载波一部分传播的 数据信号，其中承载了可读程序代码。这种传播的数据信号可以采用多 种形式，包括但不限于电磁信号、光信号或上述的任意合适的组合。可 读信号介质还可以是可读存储介质以外的任何可读介质，该可读介质可 以发送、传播或者传输用于由指令执行系统、装置或者器件使用或者与 其结合使用的程序。

[0070] 可读介质上包含的程序代码可以用任何适当的介质传输，包括但不 限于无线、有线、光缆、RF等等，或者上述的任意合适的组合。

[0071] 可以以一种或多种程序设计语言的任意组合来编写用于执行本发明 操作的程序代码,所述程序设计语言包括面向对象的程序设计语言—诸 如Java、C++等,还包括常规的过程式程序设计语言—诸如“C”语言 或类似的程序设计语言。程序代码可以完全地在用户计算设备上执行、 部分地在用户设备上执行、作为一个独立的软件包执行、部分在用户计算设备上部分在远程计算设备上执行、或者完全在远程计算设备或服务 器上执行。在涉及远程计算设备的情形中,远程计算设备可以通过任意 种类的网络,包括局域网(LAN)或广域网(WAN),连接到用户计算 设备,或者,可以连接到外部计算设备(例如利用因特网服务提供商来 通过因特网连接)。

[0072] 在本公开的示例性实施例中,还提供了一种能够实现上述方法的电 子设备。

[0073] 所属技术领域的技术人员能够理解,本发明的各个方面可以实现为系 统、方法或程序产品。因此,本发明的各个方面可以具体实现为以下形式, 即:完全的硬件实施方式、完全的软件实施方式(包括固件、微代码等), 或硬件和软件方面结合的实施方式,这里可以统称为“电路”、“模块”或“系 统”。

[0074] 下面参照图9来描述根据本发明的这种实施方式的电子设备1500。图 9显示的电子设备1500仅仅是一个示例,不应对本发明实施例的功能和使 用范围带来任何限制。

[0075] 如图9所示,电子设备1500以通用计算设备的形式表现。电子设备 1500的组件可以包括但不限于:上述至少一个处理单元1510、上述至少 一个存储单元1520、连接不同系统组件(包括存储单元1520和处理单元 1510)的总线1530、显示单元1540。

[0076] 其中,所述存储单元存储有程序代码,所述程序代码可以被所述处理 单元1510执行,使得所述处理单元1510执行本说明书上述“示例性方法” 部分中描述的根据本发明各种示例性实施方式的步骤。例如,所述处理单 元1510可以执行如图7中所示的步骤S702:生成肌肉控制信号发送给所 述功能性电刺激部件,以便功能性电刺激部件根据所述肌肉控制信号产生 肌肉刺激信号;步骤S704:生成助力控制信号发送给所述机械运动辅助 部件,以便所述机械运动辅助部件中由人工肌肉与外骨骼结合而成的肌骨 联合结构根据所述助力控制信号产生形变以便为目标关节的运动提供机 械外力辅助。

[0077] 存储单元1520可以包括易失性存储单元形式的可读介质,例如随机 存取存储单元(RAM)15201和/或高速缓存存储单元15202,还可以进一 步包括只读存储单元(ROM)15203。

[0078] 存储单元1520还可以包括具有一组(至少一个)程序模块15205的 程序/实用工具15204,这样的程序模块15205包括但不限于:操作系统、一个或者多个应用程序、其它程序模块以及程序数据,这些示例中的每一 个或某种组合中可能包括网络环境的实现。

[0079] 总线1530可以为表示几类总线结构中的一种或多种,包括存储单元 总线或者存储单元控制器、外围总线、图形加速端口、处理单元或者使用 多种总线结构中的任意总线结构的局域总线。

[0080] 电子设备1500也可以与一个或多个外部设备1600(例如键盘、指向 设备、蓝牙设备等)通信,还可与一个或者多个使得用户能与该电子设备 1500交互的设备通信,和/或与使得该电子设备1500能与一个或多个其它 计算设备进行通信的任何设备(例如路由器、调制解调器等等)通信。这 种通信可以通过输入/输出(I/O)接口1550进行。并且,电子设备1500 还可以通过网络适配器1560与一个或者多个网络(例如局域网(LAN), 广域网(WAN)

和/或公共网络,例如因特网)通信。如图所示,网络适 配器1560通过总线1530与电子设备1500的其它模块通信。应当明白, 尽管图中未示出,可以结合电子设备1500使用其它硬件和/或软件模块, 包括但不限于:微代码、设备驱动器、冗余处理单元、外部磁盘驱动阵列、RAID系统、磁带驱动器以及数据备份存储系统等。

[0081] 通过以上的实施方式的描述,本领域的技术人员易于理解,这里描述 的示例实施方式可以通过软件实现,也可以通过软件结合必要的硬件的方 式来实现。因此,根据本公开实施方式的技术方案可以以软件产品的形式 体现出来,该软件产品可以存储在一个非易失性存储介质(可以是 CD-ROM,U盘,移动硬盘等)中或网络上,包括若干指令以使得一台计 算设备(可以是个人计算机、服务器、终端装置、或者网络设备等)执行 根据本公开实施方式的方法。

[0082] 此外,上述附图仅是根据本发明示例性实施例的方法所包括的处理 的示意性说明,而不是限制目的。易于理解,上述附图所示的处理并不 表明或限制这些处理的时间顺序。另外,也易于理解,这些处理可以是 例如在多个模块中同步或异步执行的。

[0083] 应当注意,尽管在上文详细描述中提及了用于动作执行的设备的若 干模块或者单元,但是这种划分并非强制性的。实际上,根据本公开的 实施方式,上文描述的两个或更多模块或者单元的特征和功能可以在一 个模块或者单元中具体化。反之,上文描述的一个模块或者单元的特征 和功能可以进一步划分为由多个模块或者单元来具体化。

[0084] 本领域技术人员在考虑说明书及实践这里公开的发明后,将容易想 到本公开的其他实施例。本申请旨在涵盖本公开的任何变型、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公开的一般性原理 并包括本公开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,本公开的真正范围和精神由权利要求指 出。

[0085] 应当理解的是,本公开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。本公开的范 围仅由所附的权利要求来限。

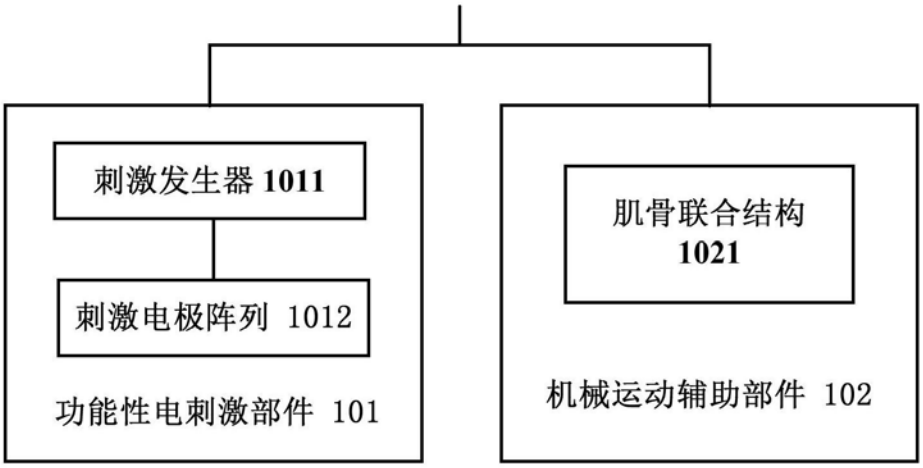

刺激发生器 1011
刺激电极阵列 1012
功能性电刺激部件 101
肌骨联合结构
1021
机械运动辅助部件 102

图1

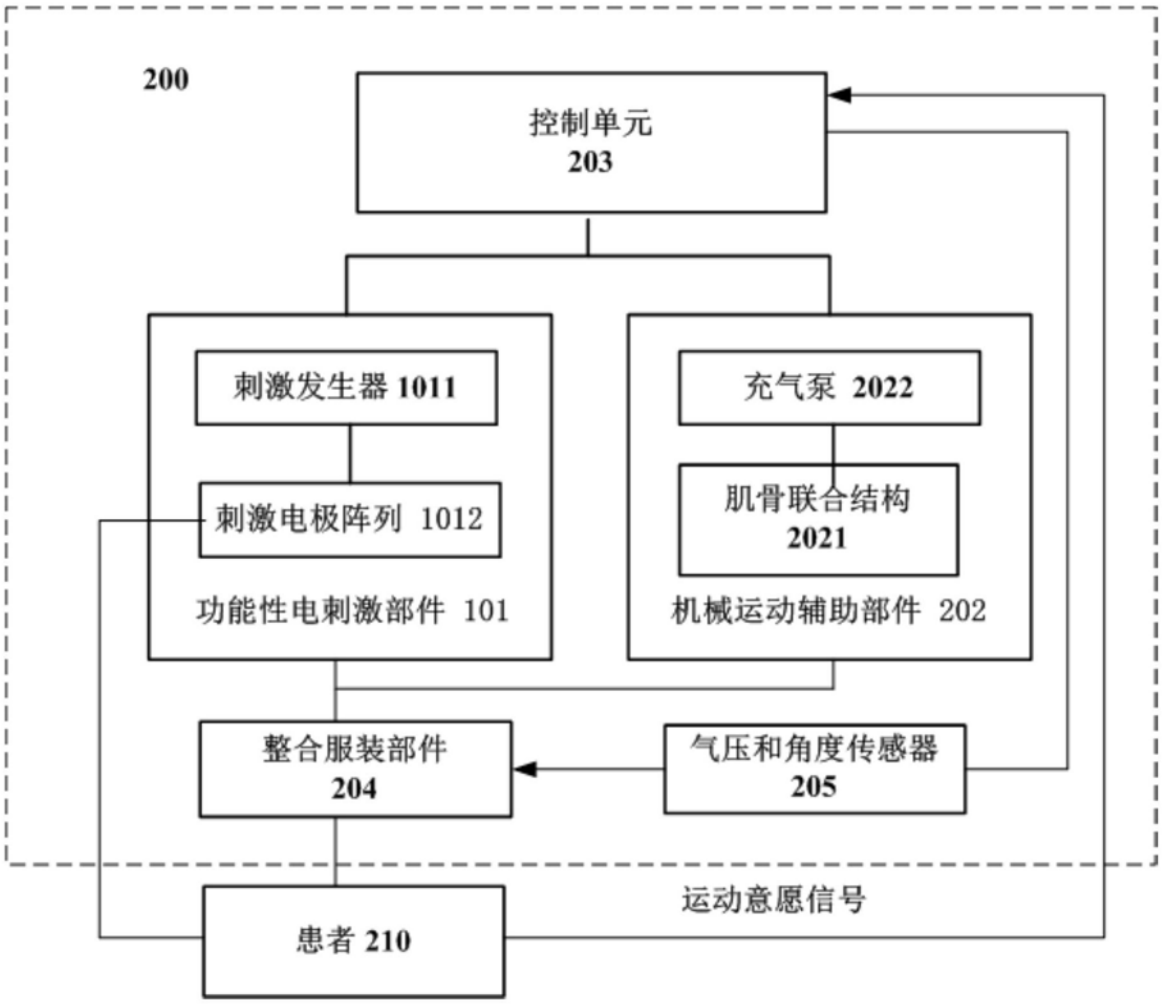

200
控制单元
203
刺激发生器 1011
刺激电极阵列 1012
功能性电刺激部件 101
充气泵 2022
肌骨联合结构
2021
机械运动辅助部件 202
整合服装部件
204
气压和角度传感器
205
运动意愿信号
患者 210

图2

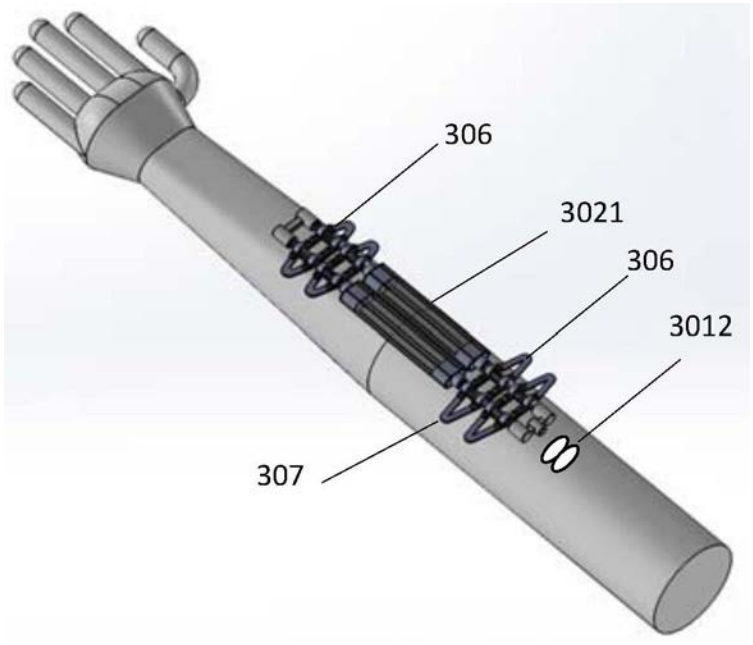


图3A

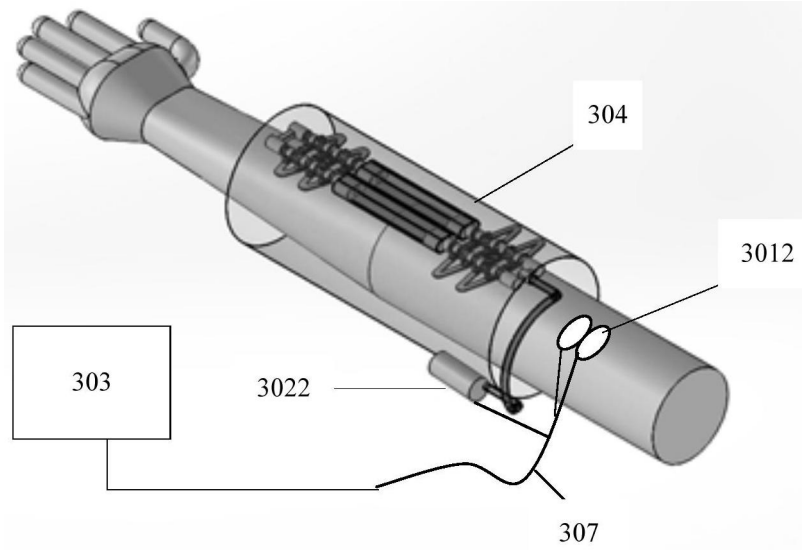


图3B

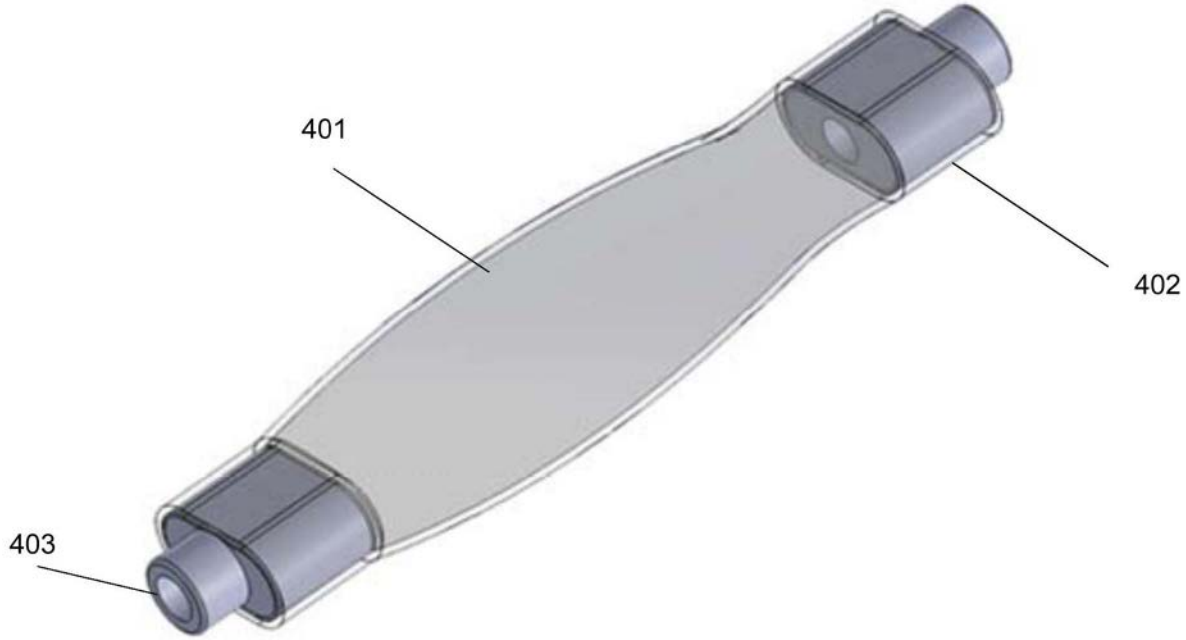


图4

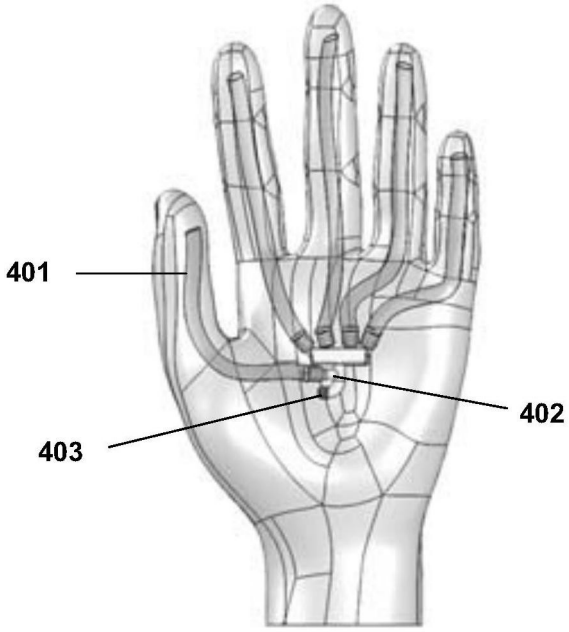


图5

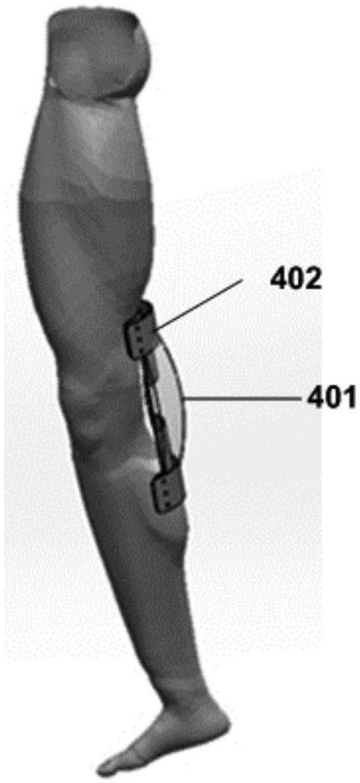


图6A

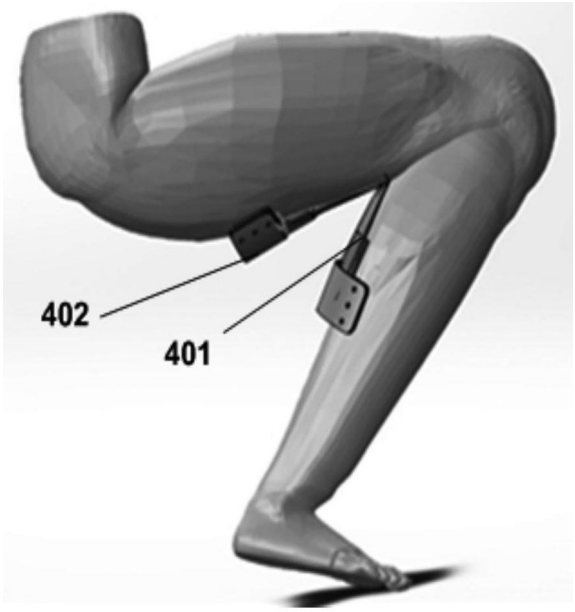


图6B

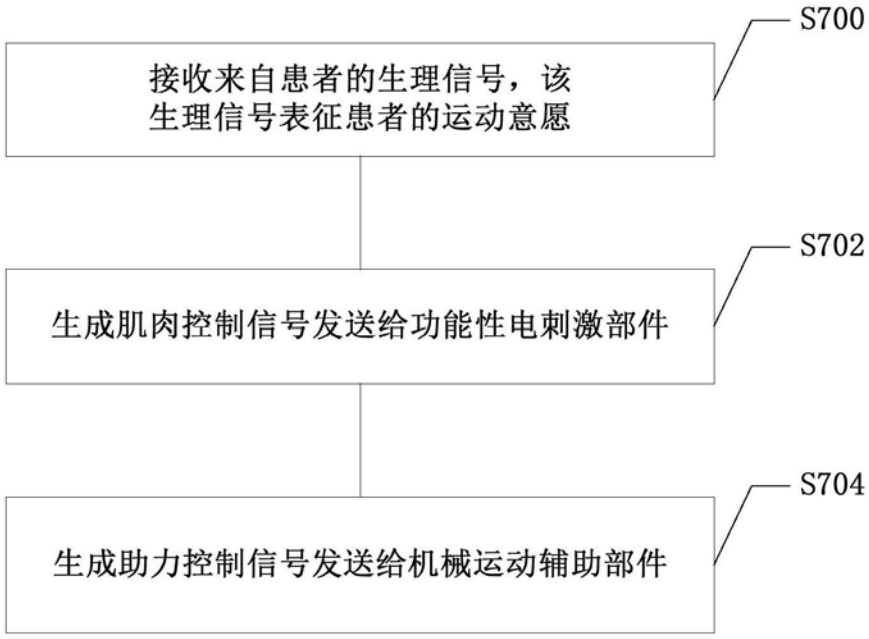

S700
接收来自患者的生理信号，该生理信号表征患者的运动意愿
S702
生成肌肉控制信号发送给功能性电刺激部件
S704
生成助力控制信号发送给机械运动辅助部件

图7

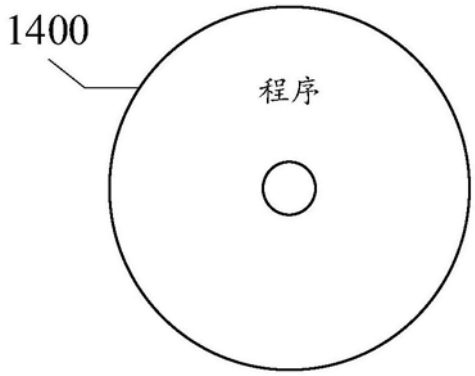

1400
程序

图8

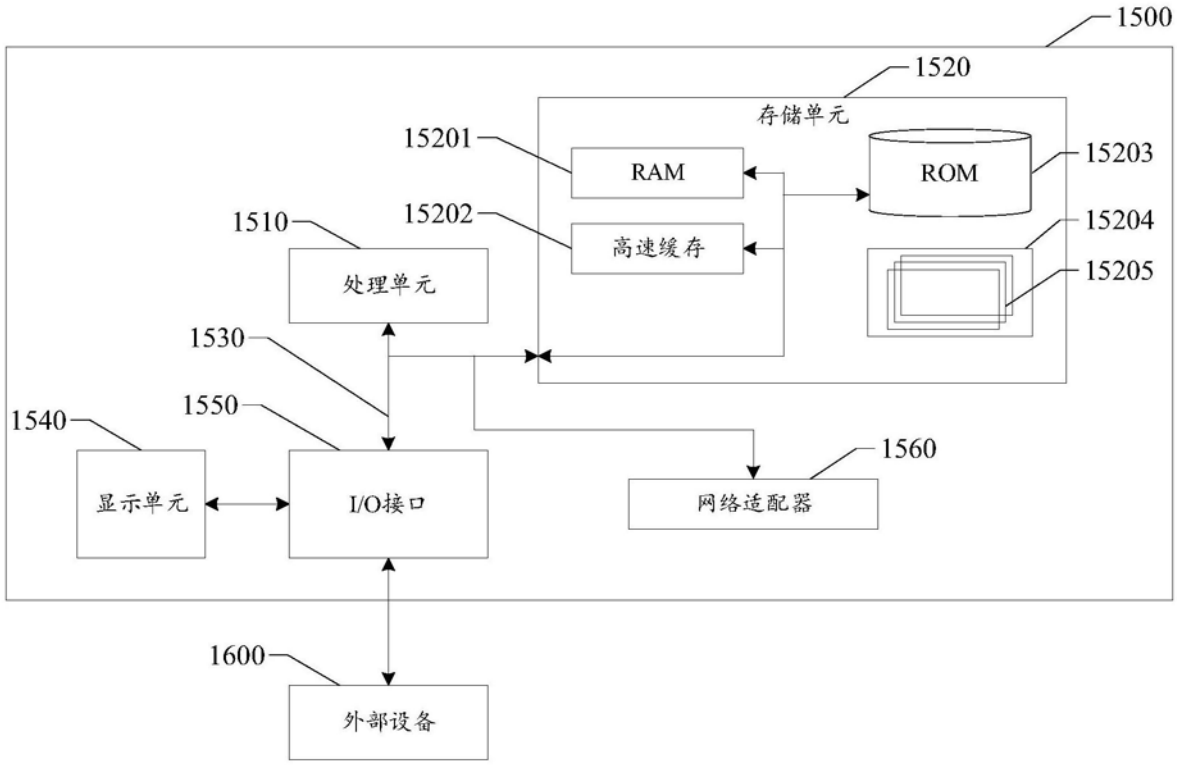

1500
1520
存储单元
15201
RAM
ROM
15203
15202
高速缓存
15204
15205
1510
处理单元
1530
1550
1540
显示单元
I/O接口
网络适配器
1560
1600
外部设备

图9