



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101061984 B

(45) 授权公告日 2012.02.08

(21) 申请号 200610079973.4

(22) 申请日 2006.04.29

(73) 专利权人 香港理工大学  
地址 中国香港九龙红磡

(72) 发明人 汤启宇 宋嵘

(74) 专利代理机构 隆天国际知识产权代理有限公司 72003

代理人 王玉双 高龙鑫

(51) Int. Cl.

A61H 1/00 (2006.01)

A61B 5/0488 (2006.01)

B25J 3/00 (2006.01)

(56) 对比文件

WO 2006039403 A1, 2006.04.13, 权利要求 1, 4.

CN 1015510 B, 1992.02.19, 全文.

US 5722420 A, 1998.03.03, 说明书第 3 栏第 49 行到第 5 栏第 23 行, 图 1, 4.

US 5722420 A, 1998.03.03, 说明书第 3 栏第 49 行到第 5 栏第 23 行, 图 1, 4.

CN 2103990 U, 1992.05.13, 全文.

审查员 庞庆范

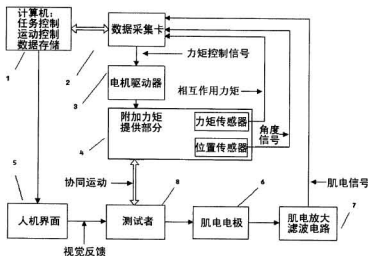
权利要求书 1 页 说明书 7 页 附图 7 页

(54) 发明名称

利用肌电信号提供机械帮助的康复机器人系统

(57) 摘要

本发明提出一种利用肌电信号提供给患者机械帮助的康复机器人系统。该康复机器人系统通过肌电电极感测患部关节相对应的肌肉的肌电信号,并将所感测到的肌电信号输入到控制部分,由控制部分使用所输入的肌电信号,以及根据需要设置的恒定力矩计算出将要提供给患部关节的附加力矩,并控制附加力矩提供部分提供给患部关节相应的附加力矩。本发明可以应用在肘关节、腕关节、膝关节、踝关节和肩关节的康复训练,能够基于肌电信号提供给患者机械帮助并结合视觉反馈,帮助患者在改善的运动空间里进行主动康复训练,极大地加快患部关节的恢复。



1. 一种利用肌电信号提供机械帮助的康复机器人系统,包括依次串联连接的肌电电极、数据采集卡、以及控制部分,其特征在于还包括:

驱动器,连接至数据采集卡;

附加力矩提供部分,连接至驱动器;

角度传感器,设于附加力矩提供部分上,连接至数据采集卡,用于感测患部关节的关节角度,并将所感测到的关节角度经数据采集卡输入到控制部分;

显示部分,连接至控制部分;

其中,肌电电极感测患部关节相对应的肌肉的肌电信号,并将所感测到的肌电信号经数据采集卡输入到控制部分,由控制部分使用所输入的肌电信号、以及根据需要设置的恒定力矩计算出将要提供给患部关节的附加力矩,并经数据采集卡、驱动器控制附加力矩提供部分提供相应的附加力矩给患部关节,同时控制部分将所输入的关节角度显示在显示部分上,以将关节角度信息反馈给患者。

2. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,

控制部分采用下面的公式 (1) 得到的标准化的肌电信号  $NEMG_j$  :

$$NEMG_j = \frac{w_j - w_r}{w_{mvc} - w_r} \quad (1)$$

其中,  $w_j$  是患部关节相对应的肌肉在当前运动中产生的肌电信号经整流滤波后的幅度,而  $w_r$  是患部关节相对应的肌肉在休息时的肌电信号经整流滤波后的幅度,  $w_{mvc}$  是患部关节相对应的肌肉在最大自主收缩期间产生的肌电信号经整流滤波后的最大幅度;

控制部分采用下面的公式 (2) 来计算附加力矩提供部分将要提供的附加力矩  $T_m$

$$T_m = K_1 \times NEMG_j - K_2 \times NEMG_i + T_0 \quad (2)$$

其中,  $NEMG_j$  是主动肌的标准化的肌电信号,  $NEMG_i$  是拮抗肌的标准化的肌电信号,  $K_1$  是主动肌的权重系数,  $K_2$  是拮抗肌的权重系数,  $T_0$  是根据需要额外提供的恒定力矩。

3. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,

显示部分还显示目标角度,以将当前关节角度与目标角度反馈给患者。

4. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,

附加力矩提供部分上设置有用于提供附加力矩的机械臂,以及连接至机械臂用于转动机械臂的马达;附加力矩提供部分上设置有电连接至数据采集卡的力矩传感器,用于感测机械臂与马达的相互作用力矩,所述力矩传感器的一端通过第一联轴器连接至机械臂,另一端通过第二联轴器连接至马达,并且第一联轴器与机械臂为活动连接,第一联轴器、第二联轴器、力矩传感器、马达、机械臂共用一轴线。

## 利用肌电信号提供机械帮助的康复机器人系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及辅助医疗康复训练设备领域,尤其涉及一种利用患者患侧肌电信号提供给患者机械帮助的康复机器人系统。

[0002] 背景技术

[0003] 中风是一种常见的疾病。传统的中风康复仪器已经在美国专利 US 5,466,213 的“交互式机器人治疗师 (Interactive robotic therapist)”和中国专利申请 CN 1480118A 的“偏瘫患者上肢复合运动的康复训练机器人”中作了介绍,这些康复设备能够对患者的肩肘关节进行康复训练。然而,这些康复机器人系统在患者由于自身运动困难所不能达到的运动空间只能进行被动的训练。

[0004] 由于患者的患侧肌肉通常仍然存在可以测量到的残余肌电信号 (EMG 信号),因此,一些康复设备利用患者的残余 EMG 信号来调动患者主动参与到康复训练中,例如参见中国专利 CN 2103990U 的“肌电训练康复仪”。但是这些设备仅仅是根据检测出的肌电信号给患者提供一个视觉或者声音的反馈,并没有实际的机械帮助提供给患者。所以,尽管有助于提高患者的主动参与性,但是由于患者自身运动困难,导致运动质量受到很大的限制,所以仍不能很好地帮助患者进行康复训练。

[0005] 发明内容

[0006] 本发明的总的目的是提供一种新的康复训练设备,帮助患者主动参与机械训练来改善运动功能。

[0007] 本发明的目的是提供一种能够利用生物反馈 (肌电信号) 提供给患部关节机械帮助的康复机器人系统。该康复机器人系统包括:包括依次串联连接的肌电电极、数据采集卡以及控制部分,其特征在于还包括:驱动器,连接至数据采集卡;附加力矩提供部分,连接至驱动器;其中,肌电电极感测患部关节相对应的肌肉的肌电信号,并将所感测到的肌电信号经数据采集卡输入到控制部分,由控制部分使用所输入的肌电信号,以及根据需要设置的恒定力矩计算出将要提供给患部关节的附加力矩,并控制附加力矩提供部分提供给患部关节相应的附加力矩

[0008] 使用上述康复机器人系统,当患者有意识作用于患部肌肉时,患部肌肉即产生一些残余的肌电信号,这些残余的肌电信号经肌电电极等输入到控制部分,控制部分就会根据该肌电信号控制附加力矩提供部分提供一个适当的附加力矩。并且,在训练过程中,控制部分还可以根据需要同时提供一个辅助的恒定力矩,恒定力矩可以是与患者想要运动方向一致的辅助力矩,也可以是与患者想要运动方向相反的阻力力矩。

[0009] 优选的,该康复机器人系统还包括滤波放大电路,即 EMG 放大器,用于对来自肌电电极的肌电信号进行全波整流放大,并用移动窗,例如 100 毫秒的移动窗进行滤波后输入给数据采集卡。同时,数据采集卡以 1000Hz 的采样频率实时采集肌电信号和附加力矩信号,并以 100Hz 的采样频率实时采集角度信号。

[0010] 优选的,控制部分采用下面的公式 (1) 得到的标准化的肌电信号  $NEMG_j$ :

$$[0011] \quad NEMG_j = \frac{w_j - w_r}{w_{mvc} - w_r} \quad (1)$$

[0012] 其中,  $w_j$  是患部关节相对应的肌肉在当前运动中产生的肌电信号经整流滤波后的幅度, 而  $w_r$  是患部关节相对应的肌肉在休息时的肌电信号经整流滤波后的幅度,  $w_{mvc}$  是患部关节相对应的肌肉在最大自主收缩期间产生的肌电信号经整流滤波后的最大幅度。

[0013] 控制部分采用下面的公式 (2) 来计算附加力矩提供部分将要提供的附加力矩  $T_m$

$$[0014] \quad T_m = K_1 \times NEMG_j - K_2 \times NEMG_i + T_0 \quad (2)$$

[0015] 其中,  $NEMG_j$  是主动肌的标准化的肌电信号,  $NEMG_i$  是拮抗肌的标准化的肌电信号,  $K_1$  是主动肌的权重系数,  $K_2$  是拮抗肌的权重系数,  $T_0$  是根据需要额外提供的恒定力矩, 可以为零值、负值或正值; 正值表示力矩方向和患者本来想要运动的方向相同, 负值表示力矩方向和患者本来想要运动的方向相反。

[0016] 优选的, 本发明的康复机器人系统还包括: 角度传感器, 设于附加力矩提供部分上, 连接至数据采集卡, 用于感测患部关节的关节角度, 并将所感测到的关节角度经数据采集卡输入到控制部分; 显示部分, 连接于控制部分; 其中, 控制部分将所输入的关节角度以及目标角度显示在显示部分上, 以将当前关节角度与目标角度反馈给患者。使用这种配置, 可以在提供给患者机械帮助的同时, 提供给患者视觉反馈, 从而在提升患者运动空间、加强患者康复信心的同时, 进一步通过视觉反馈的方式刺激患者的大脑意识。

[0017] 优选的, 附加力矩提供部分上设置有用于提供附加力矩的机械臂, 以及连接至机械臂用于转动机械臂的马达, 驱动器为马达驱动器。由于机械臂是和患者所要训练的上肢或者下肢连接在一起, 当患者没有能力自己完成运动时, 辅助力矩可以帮助患侧虚弱的肌肉完成想要的运动。另外, 机械臂也可以提供阻力力矩, 当患者有能力自主的完成运动时, 添加适当的阻力力矩在训练中, 有助于增强患者的肌肉力量。

[0018] 优选的, 附加力矩提供部分上设置有电连接至数据采集卡的力矩传感器, 用于感测机械臂与马达的相互作用力矩, 所述力矩传感器的一端通过第一联轴器连接至机械臂, 另一端通过第二联轴器连接至马达, 第一联轴器、第二联轴器、力矩传感器、马达、机械臂共用一轴线, 第一联轴器与机械臂为活动连接。其中, 第一联轴器与机械臂活动连接。例如, 通过螺母进行连接, 通过更换所定做的不同形状的机械臂, 该康复机器人系统可适用于肘、腕、膝、踝、肩等不同关节的康复训练。

[0019] 优选的, 设置 3 种保护患者训练的措施, 包括: 附加力矩提供部分上设置有用于限制机械臂运动的机械制动器; 控制部分将马达所产生的力矩限制到预设范围, 如果马达所产生的力矩超出此范围则停止其运行; 以及控制部分上设有紧急制动按钮, 用于使伺服马达的电源断电。

[0020] 本发明所提出的利用肌电信号提供给患者机械帮助的康复机器人系统 以来自患侧肌肉的残余 EMG 信号为基础来控制作用于患部的辅助力矩, 同时佐以目标角度与当前角度的视觉反馈, 能够通过机械帮助来提高患部关节的运动空间、利用肌电信号进行控制的方法也能够加强患者的信心、调动患者训练的积极性, 有助于帮助患者加快患部关节的康复。

[0021] 图 1 为本发明的利用肌电信号提供给患者机械帮助的康复机器人系统的结构框图;

- [0022] 图 2 为本发明为肘关节伸展和屈曲训练设计的附加力矩提供部分的立体示意图；
- [0023] 附图说明
- [0024] 图 3 为本发明为肘关节伸展和屈曲训练设计的附加力矩提供部分的侧视图；
- [0025] 图 4 为本发明为肘关节伸展和屈曲训练设计的附加力矩提供部分的俯视图；
- [0026] 图 5 为本发明为腕关节伸展和屈曲训练设计的附加力矩提供部分的俯视图；
- [0027] 图 6 为本发明为膝关节伸展和屈曲训练设计的附加力矩提供部分的侧视图；
- [0028] 图 7 为本发明为踝关节伸展和屈曲训练设计的附加力矩提供部分的侧视图；
- [0029] 图 8 为本发明为肩关节前屈和后伸训练设计的附加力矩提供部分的侧视图；
- [0030] 图 9 为本发明为肩关节外展和内收训练设计的附加力矩提供部分的正视图；
- [0031] 图 10 为本发明的利用肌电信号提供给患者机械帮助的方法的流程图。
- [0032] 具体实施方式

[0033] 本领域技术人员知道,EMG 信号是一维时间序列信号,它发源于作为中枢神经一部分的脊髓中的运动神经元,是电极所接触到的许多运动单元发出的动作电位的总和。肌电信号反应了肌肉的运动状况,肌电信号和对应肌肉所产生的力满足近似的线性关系。

[0034] 发明人就利用肌电信号和对应肌肉所产生的力满足近似的线性关系,开发出一种利用肌电信号提供给患者机械帮助的康复机器人系统及方法来克服现有技术的弊端。该系统和方法以来自患侧肌肉的残余 EMG 信号为基础来控制作用于患部(例如患者的上肢,或者下肢,包括肘部、腕部、踝部、膝部,肩部等)的附加力矩,协同患部关节一起完成康复训练,以帮助患者既能够自主的进行康复训练,又能够提高患部关节的运动空间,加强患者的康复信心,从而提升患者的康复效果。

[0035] 当患者有意识作用于肌肉时,机械臂能产生相应的附加力矩。由于机械臂是和患者所要训练的上肢或者下肢连接在一起,因此机械臂所提供的附加力矩和患部肌肉的生物机械力矩一起来完成患者想要完成的运动。当患者没有能力自己完成运动时,机械臂根据患者患侧肌电信号所提供的附加力矩可以提供帮助患侧虚弱的肌肉完成想要的运动的辅助力矩。另外,当患者有能力自主的完成运动时,机械臂也可以提供恒定的阻力力矩来帮助训练,以增强患者的肌肉力量。

[0036] 换句话说,该系统和方法可以将附加力矩(辅助力矩或阻力力矩)机械地作用于患部,帮助患者在这些患部进行康复训练。

[0037] 本发明的控制策略如下:

[0038] 在采样前,将 EMG 信号放大 1000 倍,然后在 10-400Hz 范围内进行带通滤波,然后,以 1000Hz 的频率对 EMG 信号进行采样。然后,采用 100ms 的移动窗对采样后的 EMG 信号进行全波整流和滤波。一般认为在 EMG 信号与肌肉产生的生物机械力矩之间存在 50ms 的电机机械延迟,而移动窗能够实时地使处理后的 EMG 信号延迟 50ms,从而使马达产生的力矩与肌肉产生的力矩同步。

[0039] 之后,采用下面的公式 (1) 得到标准化的肌电信号  $NEMG_j$

$$[0040] \quad NEMG_j = \frac{w_j - w_r}{w_{mc} - w_r} \quad (1)$$

[0041] 其中,  $w_j$  是患部关节相对应的肌肉在当前运动中产生的肌电信号经整流滤波后的幅度,而  $w_r$  是患部关节相对应的肌肉在休息时的肌电信号经整流滤波后的幅度,  $w_{mc}$  是患

部关节相对应的肌肉在最大自主收缩 (maximumvoluntary contraction) 期间产生的肌电信号经整流滤波后的最大幅度。

[0042] 之后,采用下面的公式 (2) 得到机械臂所需要提供的附加力矩  $T_m$  :

$$[0043] \quad T_m = K_1 \times NEMG_j - K_2 \times NEMG_i + T_0 \quad (2)$$

[0044] 其中  $NEMG_j$  是主动肌的标准化的肌电信号,  $NEMG_i$  是拮抗肌的标准化的肌电信号。 $K_1$  是主动肌的权重系数; $K_2$  是拮抗肌的权重系数; $T_0$  是根据需要额外提供的恒定力矩,可以为零值、负值或正值;正值表示力矩方向和患者本来想要运动的方向相同,负值表示力矩方向和患者本来想要运动的方向相反。通过调节  $K_1$ ,  $K_2$  和恒定力矩  $T_0$  的大小可以使机械臂给患者提供不同的帮助。

[0045] 此外,该系统已经基于 PC 平台使用软件开发,并且进一步提供视觉反馈给患者,以引导患者完成各种训练任务。

[0046] 下面,参照图 1- 图 9 描述本发明的根据肌电信号提供给患者机械帮助和视觉反馈的康复机器人的结构组成。

[0047] 图 1 为本发明的康复机器人系统的结构框图。

[0048] 如图 1 所示,本发明的康复机器人系统主要包括:基于 PC 的平台(控制部分)1,进行任务控制、运动控制以及数据存储;数据采集卡 2,进行模数数模转换,负责采集肌电信号、力矩信号,然后通过模数数模转换输入到计算机,同时采集角度脉冲信号输入到计算机 1,另外,还将算法所计算出的控制信号进行模数数模转换后输入给马达驱动器 3;驱动马达的马达驱动器 3;附加力矩提供部分 4,其包含马达、力矩传感器、角度传感器(也称位置传感器)和一些附属设备(附加力矩提供部分 4 的具体实例请参见图 2- 图 9);人机界面 5,与计算机相连,用于显示任务和当前关节角度给患者以提供视觉反馈,例如显示器;肌电电极 6,贴于对应肌肉;滤波放大电路 7,用于将来自肌电电极 6 的肌电信号进行放大和滤波;以及患者 8。

[0049] 由图 1 所示,本发明构建出一个大脑-神经-肌肉-计算机信息处理与控制-附加力矩提供部分-偏瘫部位(例如上肢或者下肢)运动-反馈界面-神经-大脑这样一种闭环控制系统。患者可以控制机械臂和患者自身的肌肉一起完成运动,机械臂可帮助偏瘫部位改善运动质量而仍然处于大脑的控制之下,从而促使患者主动参与到康复训练中,加强了患者的信心,以克服现有的康复训练中患者主动参与训练的积极性难以提高的问题。

[0050] 具体而言,当患者想要控制自己对应肌肉的时候,肌肉产生对应的肌电信号,粘附于肌肉表面的肌电电极 6 将该肌电信号通过肌电信号放大滤波电路 7 和数据采集卡 2 输入到计算机 1,同时,机械臂与马达之间的相互作用力矩以及患者训练关节的角度也分别经力矩传感器、位置传感器、数据采集卡输入到计算机 1。然后,计算机 1 根据公式 (1) 和公式 (2) 来计算产生对应力矩的大小,并控制马达产生对应的力矩。并且,计算机 1 还通过放置在患者前面的人机界面(例如显示器)5 提供不同的目标轨迹给患者训练。显示器实时显示患者目前的实际角度和目标角度。

[0051] 这样,患者可以控制肢体协同机械臂一起运动,然后根据实际关节角度和目标角度来自我调节肌肉信号,从而减小与目标的差距,来完成规定的动作。同时,计算机存储肌电信号、力矩信号和角度信号,以便于进行数据分析及统计。

[0052] 另外,优选的,使用两个计算机屏幕,一个放置在患者前方,以引导患者训练,另一

个放置在操作员（例如健康护理专业人员）前方，以控制该系统，例如使用该系统设置参数和监视康复训练。

[0053] 图 2 为本发明为肘关节训练设计的附加力矩提供部分 4 的立体示意图。

[0054] 附加力矩提供部分 4 主要包括：机械臂 10，安装在面板 17 上，用于放置前臂，并且安装有用于方便患者手抓握的把手 9 和用于固定前臂的托 11 和绑带 24（参见图 4）；马达 15，其自带角度传感器，安装在底板 16 上，用于转动机械臂 10，通过第一联轴器 21（参见图 3）、力矩传感器 22（参见图 3）、第二联轴器 23（参见图 3）连接至机械臂 10；垫板 20，安装在面板 17 上；支架 13，安装在垫板 20 上，用于支持上臂，能在垫板 20 上来回移动来调节运动范围；机械制动器 12，固定在面板 17 上用于限制机械臂 10 运动；连接块 14，用于连接力矩传感器 22 和面板 17；大支撑柱 18（4 个），用于将面板支撑在底板上；以及小支撑柱 19（6 个），用于将马达 15 固定在底板 16 上；其中，第一联轴器 21、第二联轴器 23、力矩传感器 22、马达 15、机械臂 10 共用一轴线。这样，托 11 和机械臂 10 可以引导前臂绕轴线旋转，力矩传感器可以实时检测机械臂与马达之间的力矩，而角度传感器可以实时检测马达转动的位置，即患部关节的转动角度。其中，力矩传感器所感测到的机械臂与马达的相互作用力矩可以结合肌电信号用于各种分析。

[0055] 优选的，马达 15 为直接驱动（DDR）的无刷 AC 伺服马达。DDR 无刷 AC 伺服马达由伺服驱动器驱动，其可以以非常低的速度（低于 2rev/s）平滑转动，并且具有较平坦的速度 / 力矩曲线以及较高的输出力矩（Nm），这适用于人体关节的生物机械运动。

[0056] 优选的，马达 15 自带的角度传感器为固定在马达轴上的光学增量轴编码器，其测量关节角度的实际编码分辨率能达到 655,360 线 / 分辨率，这提供给关节角度 0.00055 度的最大精确度。

[0057] 考虑到安全因素，采取三个措施在训练中保护患者。第一、设置两个机械制动器 12，来限制马达 15 的旋转范围。第二、控制部分通过软件程序将马达所产生的力矩限制到预设范围，如果马达产生的力矩超出此范围则停止其运行。马达能产生的力矩在 -5Nm 到 5Nm 的范围内。第三、基于 PC 的平台上设有紧急制动按钮，用于允许控制训练的人使用紧急制动，来掐断伺服马达的电源。

[0058] 图 3 为本发明为肘关节训练设计的附加力矩提供部分 4 的侧视图。

[0059] 在图 3 中示出图 2 中未示出的第一联轴器 21、力矩传感器 22、第二联轴器 23。其中，力矩传感器 22 的一端通过第一联轴器 21 连接至机械臂，另一端通过第二联轴器 23 连接至马达 15。

[0060] 图 4 为本发明为肘关节伸展和屈曲训练设计的附加力矩提供部分 4 的俯视图。

[0061] 在图 4 中示出图 2、图 3 中未示出的绑带 24 和测试者 8。其中，绑带 24 安装在支架 13 上，从而患者上臂可以借助绑带 24 固定到支架 13 上。另外，患者前臂通过截面为半圆形的托 11（参见图 3）以及将前臂固定到托上的绑带 24 与机械臂 10 结合。

[0062] 下面参照图 5、图 6 以及图 7 来说明为腕关节、膝关节以及踝关节训练设计的附加力矩提供部分 4，为了避免累赘，上面已经说明过的组成部分将不再重复说明，除非其很有必要。

[0063] 图 5 为本发明为腕关节伸展和屈曲训练设计的附加力矩提供部分 4 的俯视图。

[0064] 附加力矩提供部分 4 包括：机械臂 25，为训练腕关节所设计，与第一联轴器 21 通

过螺母相连；挡板 26，安装在机械臂 25 上，用于固定手腕；挡板 27，安装在面板 17 上，用于固定前臂；把手 28，安装于机械臂 25 上，方便患者抓握；绑带 29，安装于挡板 27 上，用于和挡板 27 一起固定前臂；以及第一联轴器 21、第二联轴器 23、力矩传感器 22、马达 15、机械臂 25 转动所共用的轴线 40。

[0065] 图 6 为本发明为膝关节伸展和屈曲训练设计的附加力矩提供部分 4 的侧视图。

[0066] 附加力矩提供部分 4 包括：机械臂 30，为训练膝关节所设计，与第一联轴器 21 通过螺母相连；绑带 31，安装于支架 32 上，用于和支架 32 一起固定大腿；支架 32，安装在面板 17 上，用于固定患者的大腿；挡板 33，安装在机械臂 30 上，用于固定小腿；绑带 34，安装在挡板 33 上，用于固定小腿；以及第一联轴器 21、第二联轴器 23、力矩传感器 22、马达 15、机械臂 30 转动所共用的轴线 40。

[0067] 图 7 为本发明为踝关节伸展和屈曲训练设计的附加力矩提供部分 4 的侧视图。

[0068] 附加力矩提供部分 4 包括：机械臂 35，为训练踝关节所设计，与第一联轴器 21 通过螺母相连；支架 36，安装在机械臂 35 上，用于固定患者的脚；绑带 37，安装于支架 36 上，用于和支架一起固定脚；挡板 38，安装在面板 17 上用于固定小腿；绑带 39，安装在挡板 38 上，用于固定小腿；以及第一联轴器 21、第二联轴器 23、力矩传感器 22、马达 15、机械臂 35 转动所共用的轴线 40。

[0069] 图 8 为本发明为肩关节前屈和后伸训练设计的附加力矩提供部分 4 的侧视图。

[0070] 附加力矩提供部分 4 包括：机械臂 43，为训练肩关节所设计，与第一联轴器 21 通过螺母相连；支架 41，安装在机械臂 43 上，用于固定患者的上臂和前臂；绑带 42，安装于支架 41 上，用于和支架一起固定患者的上臂和前臂；把手 44，安装于机械臂 43 上，方便患者抓握；以及第一联轴器 21、第二联轴器 23、力矩传感器 22、马达 15、机械臂 43 转动所共用的轴线 40。

[0071] 图 9 为本发明为肩关节外展和内收训练设计的附加力矩提供部分 4 的正视图。

[0072] 附加力矩提供部分 4 包括：机械臂 47，为训练肩关节所设计，与第一联轴器 21 通过螺母相连；支架 45，安装在机械臂 47 上，用于固定患者的的上臂和前臂；绑带 46，安装于支架 45 上，用于和支架一起固定患者的的上臂和前臂；把手 48，安装于机械臂 47 上，方便患者抓握；以及第一联轴器 21、第二联轴器 23、力矩传感器 22、马达 15、机械臂 47 转动所共用的轴线 40。

[0073] 参照图 2-图 9，第一联轴器与其所带动的机械臂是通过螺母进行连接，并且是可以拆卸的，通过更换所定做的不同形状的机械臂，该康复机器人系统可适用于肘（图 2-图 4）、腕（图 5）、膝（图 6）、踝（图 7）以及肩（图 8-图 9）等不同关节的康复训练。当用于肘关节和腕关节的康复时，可以将机械臂、面板和底板均水平放置，使机械臂在水平面上转动。当用于膝关节、踝关节和肩关节的康复训练时，可以将机械臂、面板和底板均竖直放置，使得机械臂在竖直面转动。

[0074] 本发明的利用肌电信号提供给患者机械帮助的方法请参照图 10 以及前面的描述，这里不再赘述。

[0075] 根据香港医院管理局 2003 年死亡率和发病率统计数据，香港大约有 25000 人中风而在医院治疗。我们的医疗小组是世界上已经调查肌电控制的机器人对患者在中风后的训练效果的第一个小组。对肘部的肌肉强度的测量结果表明在四周的康复训练之后，所有患



者的患侧臂部的肌肉强度都得到增加。在四周的康复训练之后,这些患者的患侧肘部不需要机器人的帮助就能够具有较大的运动范围。此外,训练之后在临床记录上有很大的进步,例如修订 Ashworth 痉挛评定标准(modified Ashworth scale)的减少和 Fugl-Meyer 运动功能评分(Fugl-Meyer score)的增加。

[0076] 本发明的康复机器人系统通过来自患部肌肉的 EMG 信号得到患者的意愿,然后提供相应的机械帮助和视觉反馈,能够帮助中风后的患者积极主动的参与到康复训练中来,并且重新学习肌肉控制。与仅提供给患者被动训练的现有技术相比,我们的系统能主动训练患者,提供给患者组合有辅助力矩、阻力力矩的附加力矩和视觉反馈。

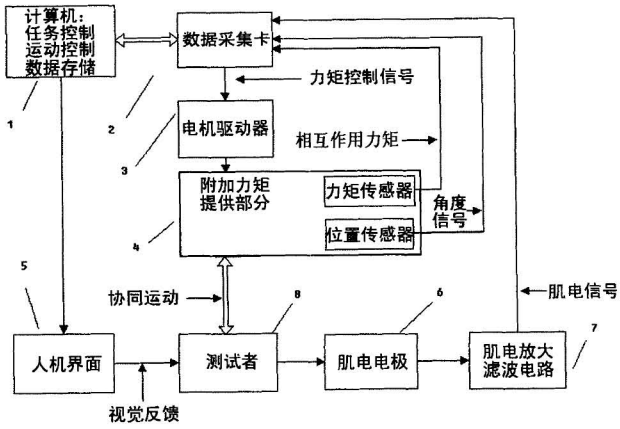


图 1

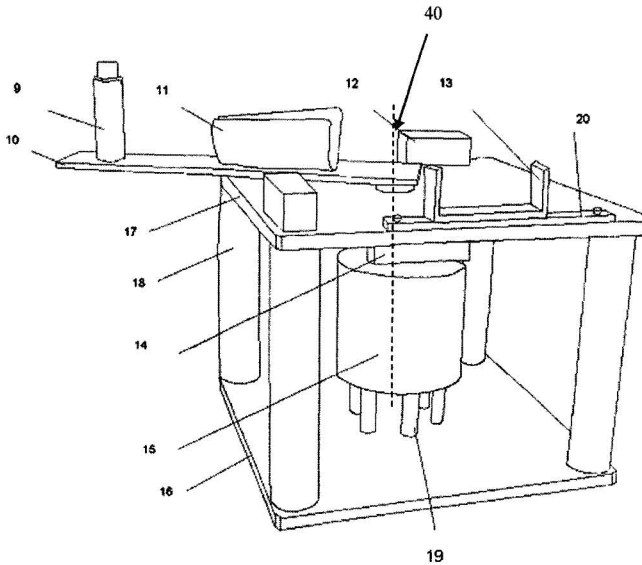


图 2

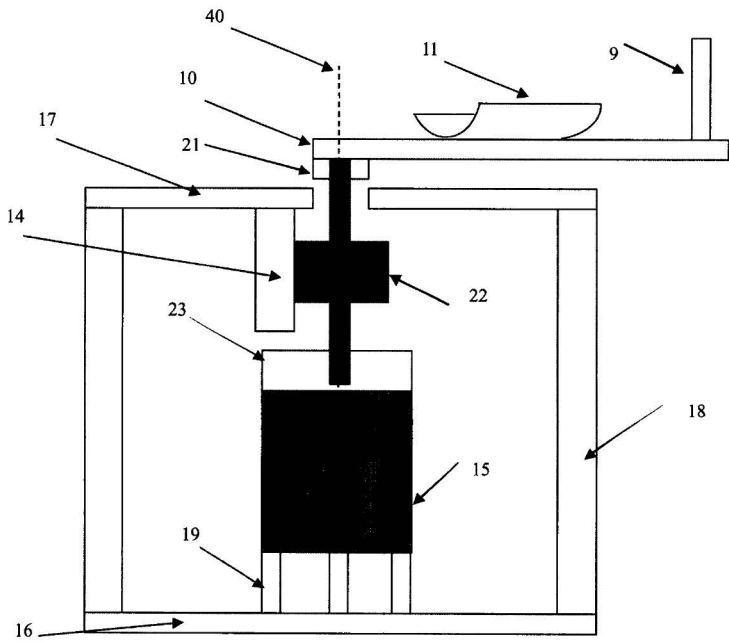


图 3

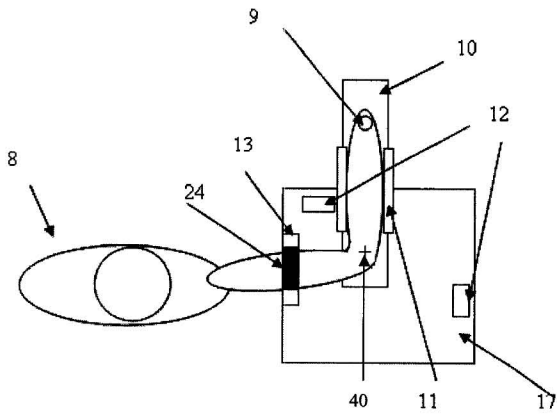


图 4

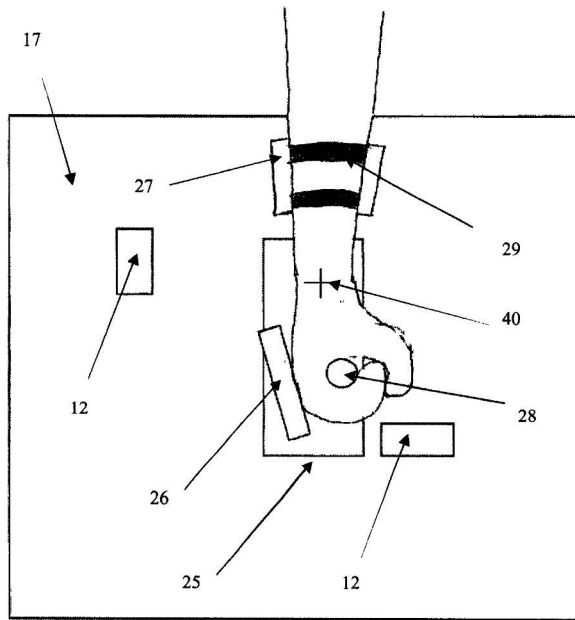


图 5

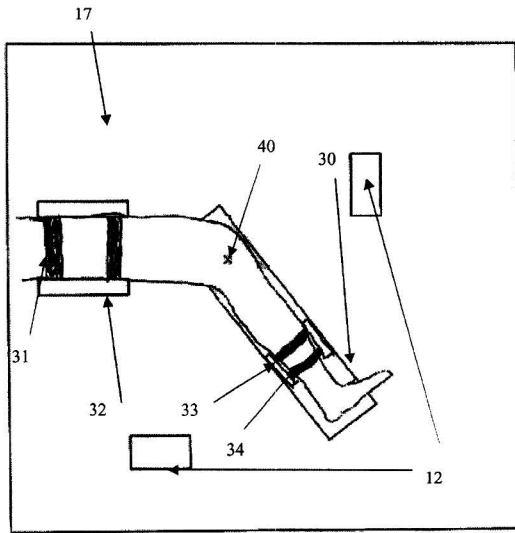


图 6

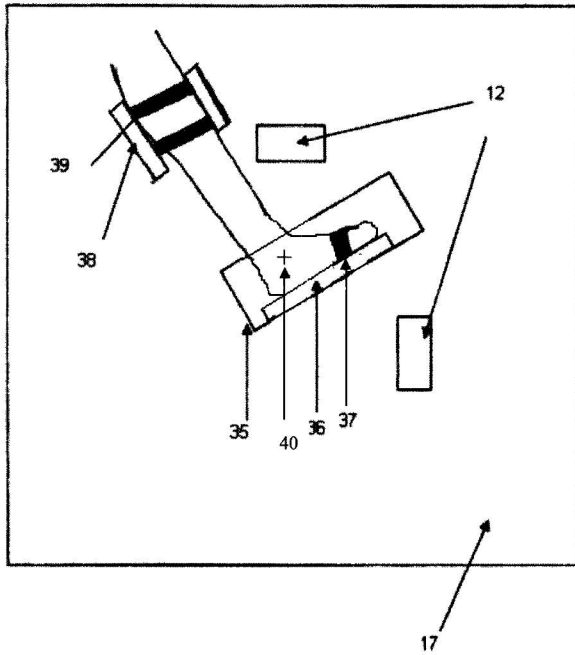


图 7

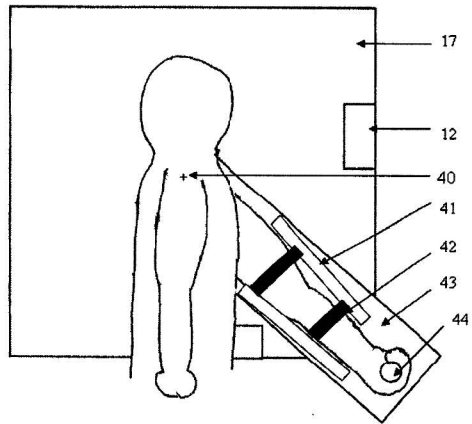


图 8

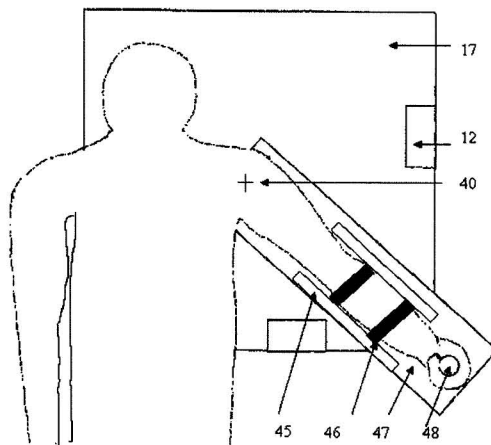


图 9

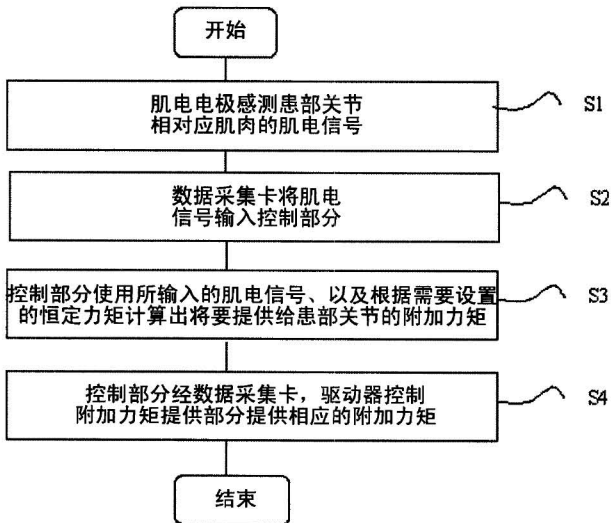


图 10