



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101820845 B

(45) 授权公告日 2012.04.18

- (21) 申请号 200880016967.1
- (22) 申请日 2008.05.22
- (30) 优先权数据
11/802,267 2007.05.22 US
- (85) PCT申请进入国家阶段日
2009.11.23
- (86) PCT申请的申请数据
PCT/IB2008/001305 2008.05.22
- (87) PCT申请的公布数据
WO2008/142553 EN 2008.11.27
- (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 林昭凯 谭惠民
吴树滔 李德志 彭民杰 郭景麟
崔彦邦 梁焕方
- (74) 专利代理机构 深圳市顺天达专利商标代理
有限公司 44217

- 代理人 郭伟刚 王小青
- (51) Int. Cl.
A61H 1/00 (2006.01)
A63B 23/035 (2006.01)
B25J 11/00 (2006.01)
- (56) 对比文件
US 6676612 B1, 2004.01.13,
CN 1258352 C, 2006.06.07,
CN 2270491 Y, 1997.12.17,
JP 特开 2006-95066 A, 2006.04.13,
- 审查员 马楠

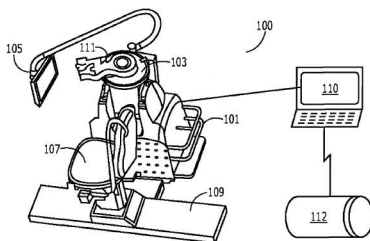
权利要求书 1 页 说明书 9 页 附图 10 页

(54) 发明名称

带多方向模块的机器人训练系统

(57) 摘要

一种用于进行多个关节训练的机器人系统 (100), 包括: 具有至少一个锁紧机构 (509, 609) 的控制塔 (101)、具有马达的旋转马达塔 (103)、位于所述旋转马达塔上以与使用者的肢体接触的多方向模块 (111)、以及控制器 (717)。其中所述锁紧机构位于锁紧用的手柄上。所述旋转马达塔位于完全水平位置与完全垂直位置之间的位置。所述多方向模块选自包括下肢模块 (600) 和上肢模块 (500) 的组件。还公开了一种使用上述机器人系统训练肢体的多个关节的方法, 通过本发明, 使用者可以使用该设备在垂直和水平平面之间切换训练, 而不改变设备和任何模块。所述系统也可调节以满足不同使用者的身体尺寸。



1. 一种使用一个训练模块进行多个关节训练的机器人系统 (100), 包括:
 - 控制塔 (101,704), 其具有至少一个锁紧机构 (509,609);
 - 旋转马达塔 (103,203,301,400), 所述旋转马达塔具有产生力矩的马达;
 - 多方向模块 (111,500,609,801,903,1001,1103), 其位于所述的旋转马达塔上, 以与使用者的肢体接触; 以及
 - 控制器 (717);其特征在於:

还包括至少一个锁紧用的手柄, 所述的手柄上均设有所述的锁紧机构, 所述的旋转马达塔位于完全水平与完全垂直之间的位置, 所述的多方向模块选自包括下肢模块和上肢模块的组件。
2. 根据权利要求 1 所述的机器人系统, 其特征在於, 所述的控制塔具有两个锁紧机构, 其都位于两个独立的手柄上。
3. 根据权利要求 1 所述的机器人系统, 其特征在於, 进一步包括:
 - 监视器 (105);
 - 使用者定位单元 (107);
 - 存储装置 (727); 以及
 - 旋钮 (417), 用于锁定马达旋转。
4. 根据权利要求 3 所述的机器人系统, 其特征在於, 所述的控制器设在所述的控制塔上, 所述的存储装置设在所述的控制塔内, 所述的监视器与所述的控制塔物理连接, 所述旋转马达塔与所述控制塔连接。
5. 根据权利要求 1 所述的机器人系统, 其特征在於, 所述的旋转马达塔具有:
 - 轴 (207), 用于与所述多方向模块连接;
 - 至少一个枕垫模块 (205,407);
 - 托盘 (209,405), 其具有与其连接的可调位置的模块;
 - 力矩传感器 (415);
 - 马达 (419)
 - 底盘; 以及
 - 壳体 (211)。
6. 根据权利要求 1 所述的机器人系统, 其特征在於, 进一步包括电操控用的电子元件。
7. 根据权利要求 3 所述的机器人系统, 其特征在於, 所述的监视器是触摸屏监视器 (705)。
8. 根据权利要求 3 所述的机器人系统, 其特征在於, 所述使用者定位单元是椅子。
9. 根据权利要求 1 所述的机器人系统, 其特征在於, 所述的控制器具有关节训练算法。
10. 根据权利要求 1 所述的机器人系统, 其特征在於, 进一步包括处理信号用的电路处理器。
11. 根据权利要求 1 所述的机器人系统, 其特征在於, 所述的多方向模块包括端板和上板, 其与主杆与副杆相连。

带多方向模块的机器人训练系统

背景技术

[0001] 中风是成年人永久残废的主导因素,其临床症状包括例如虚弱、痉挛、挛缩、灵敏度丧失、局部麻痹侧的疼痛。大约 70% -80% 的患有中风的人的上肢都有损伤,并且需要持续进行长期的医疗护理,以减少身体的损伤。中风后的康复的传统观点是仅仅在中风后的第一年的运动能力有重大的改善,很大程度上与损伤的大脑的自发性恢复相关。然而,近期的研究表明强制性诱导的运动治疗和受影响的肢体的与任务相关的重复运动也有助于很大程度地减少运动损害,并提高慢性中风者的受影响的手臂的功能应用。

[0002] 如果中风后的受伤大脑没有直接的修复,神经系统的复原就会变得很困难,这是因为中风后的复原计划通常很耗时,且治疗师与病人的一对一的手动互动比较费力。近期的技术有可能使用机器人装置作为临床医学家的助手,给中风后的人进行重复的运动,以提供安全且加强的复原作用。通常报道的由研发的复原机器人提供的运动类型为:(1) 持续的被动运动,(2) 主动辅助的运动,以及(3) 主动抵抗的运动。在用持续的被动运动治疗期间,患者处于放松的条件下,患者局部麻痹一侧的肢体的运动是通过机器人系统引导的。发现这类干涉对慢性中风患者的暂时的减轻张力亢进是有效的,且在早期阶段对维持中风患者的关节的柔韧性和稳定性也是有效的。在主动协助的机器人治疗(或干涉性的机器人治疗)中,当病人不能独立完成所需要的运动时,复原机器人将提供外部的援助力。带主动抵抗的运动的机器人治疗包括抵抗编程的阻力自愿地完成运动。

[0003] 尽管机器人协助的慢性中风的康复的整体临床结果的有用的文件以及能够在多个平面训练多个肢体的容易修正的系统还没有研发出来。大多数系统需要多个模块,这些模块必须被切换以运行不同的训练模式。

[0004] 本发明的目的在于提供一种用于多种肢体训练的机器人训练系统和模块,并解决现有技术中的缺点和问题。

发明内容

[0005] 本发明提出一种具有旋转单元和使用多方向模块的机器人训练系统,这些旋转单元和模块使得系统能在不同的平面内(X,Y或Z)训练不同的肢体和肢体的不同的关节。

[0006] 机器人系统的转动单元能在 90 度的方向范围内操控,即从完全的水平面到完全的垂直面。模块安装在旋转单元上,且能在不同的角度容纳肢体,以允许在不同的平面内训练肢体和训练肢体的不同关节。

[0007] 本发明的旋转单元和模块的使用有助于使用一个模块训练多个关节,不需要“切换”或“改变”模块。“切换”模块的要求需要额外的时间和精力。

[0008] 从以下的描述、附随的权利要求书以及附图中将能更好地理解本发明的装置和方法的这些及其它的特征、方面和优点。

附图说明

[0009] 图 1 所示为本发明的机器人系统的实施例;

- [0010] 图 2 和图 3 所示为用于机器人系统的旋转马达塔元件的视图,这个元件能够从水平面旋转到垂直面,也能从垂直面旋转到水平面;
- [0011] 图 4 所示为旋转马达塔的内部元件的示意图;
- [0012] 图 5 所示为连接到控制塔的多方向模块,该模块用于上肢训练;
- [0013] 图 6 所示为下肢训练的多方向模块;
- [0014] 图 7 所示为系统的各个组件中的信息传递;
- [0015] 图 8 所示为当肢体被训练时,手腕的运动平面;
- [0016] 图 9 所示为当模块垂直放置时,手臂的运动平面;
- [0017] 图 10 所示为当模块水平放置时,手臂的运动平面;
- [0018] 图 11 所示为模块的下端(腿)的连接;以及
- [0019] 图 12-16,参考实施例,示出了利用本发明的机器人系统进行训练的使用者的训练结果曲线图。

具体实施方式

[0020] 以下的某些例示性的实施例的描述仅仅是例示性的,并不能限制本发明及其应用或用途。在整份说明书中,术语“训练”是指使用者使用或应用到使用者的方法,以进行教学或再学习的技能,包括体力技能和脑部功能。术语“肢体”是指健全的臂或腿。术语“关节”是指两块或多块骨头之间接合的地方,这些术语“电操控的”应该是指通常使用微处理器、电阻器、电容器、电感器和传感器以经过电子致动器把来自机械输入和输出的信息转化到机械系统的系统。

[0021] 虽然图 1-16 是单个地进行表示的,但是当在评价本发明时,应该进行整体的考虑。

[0022] 本发明涉及在不同平面训练不同的关节的机器人系统。机器人系统中采用了多方向模块,以便进行特殊的训练,从而可使用一个模块训练,而不必切换一个模块到另一个模块。以下的附图示出了机器人系统和在其中使用的模块,还提供了使用机器人系统训练的身体运动的类型的信息。

[0023] 图 1 为根据本发明的机器人系统 100 的实施例,其用来训练关节和与关节相关的肌肉。系统 100 一般包括控制塔 101、旋转马达塔 103、患者定位单元 107、多方向模块 111 以及反馈监视器 105。

[0024] 控制塔 101 的目的是给多方向模块 111 提供平台。而且,控制塔 101 可作为用于操控系统 100 的电子和机械元件的外壳。设置在控制塔 101 内的电子元件的例子包括电路实验板、电阻器、电容器、线连接器、集成电路等等。功率转换设备,如 AC-DC 转换器也可安装在内。进一步,控制塔 101 可容纳计算元件,如永久或暂时存储器、微处理器、用户界面装置连接、无线通信设备(如天线、WIFI、蓝牙™)等等。其它本领域内公知的元件如电扇、备用电源设备和散热器也包括在内。在其它的实施例中,计算元件可设置在单独的单元 110 中,如计算机、笔记本电脑或 PDA。

[0025] 控制塔 101 可在系统 100 的使用者与训练者之间用作沟通工具。系统 100 的合适的使用者较佳的是需要神经肌肉复原的人类患者,在中风、在意外或战争中负伤或者长期残废(如瘫痪,例如大脑性麻痹或具有运动功能障碍或弱点的长者)后需要这种复原。代表

患者使用系统的训练者可包括人或非人实体。非人实体包括计算机程序、能够训练并与使用者交互的处理算法。人类实体包括,例如医生、护士、健康护理专业人士以及物理治疗师。训练者可包括一个或多个人类或非人类实体,例如人类实体可编程非人类实体以执行应用到使用者的特定的训练程序。训练者可经诸如直接固定在控制塔 101 上的控制板与控制塔 101 通信,或者通过间接的方式,如使用视线外的电脑通过无线通信与控制塔 101 通信。间接的方式可包括 PDA、计算机,笔记本电脑,等等。

[0026] 至于尺寸、设计和大小,图 1 的控制塔 101 是适合于系统 100 的实施例,然而,其它的控制塔也用于本发明中,只要他们可以给模块 111 提供足够的支撑。较佳地,控制塔的大小设计成能够与使用者互动,但使用者可处于不同的位置,包括坐下、站立、躺下或蹲着。此外,可调整控制单元的大小,如高度,以配合使用者在训练中采用不同的位置。较佳地,控制单元 101 也包含车载运输装置如轮子,以使它能移动到多个不同的位置。为此,控制塔 101 可由多种不同的材料制成,包括塑料或重量轻的金属。优选的是使用更轻的材料,以便更容易地移动。

[0027] 旋转马达塔 103 用作模块 111 与控制塔 101 之间的连接 (conduit)。旋转马达塔 101 还用于训练使用者的不同的关节和肢体。如以下所述,旋转马达塔 103 是在与使用者交互时能够多平面运动的多组件单元。

[0028] 如图 1 的实施例所示,旋转马达塔 103 在控制塔 101 上的两个位置之间中心定位,然而对于其它的实施例,旋转马达塔 103 可以其它的方式定位,只要不背离系统 100 的概念即可,这种概念是能够使旋转马达塔 103 从垂直方向旋转到水平方向,反之亦然。其它方式的定位包括使用一个位置代替两个位置。

[0029] 旋转马达塔 103 可与控制塔 101 电连接,例如通过电线连接。在一个实施例中,旋转马达塔 103 与控制塔 101 隔开设置,即不在物理位置上连接在一起。在另外的实施例中,旋转马达塔 103 与控制塔 101 物理上连接在一起。

[0030] 多方向模块 111 连接到旋转马达塔 103 上。模块 111 适合于通过允许使用者的肢体放在模块上进行治疗,从而与使用者进行交互。当旋转马达塔 103 是垂直的或水平的,或者在垂直与水平之间的任意位置时,模块 111 都是可以操控的。

[0031] 如以下所述,模块 111 能够训练多个不同的关节,而无需多个模块。

[0032] 系统 100 设有使用者定位单元 107。例如,使用者定位单元 107 可以是椅子、桌子、垂直支撑架等等。在一个实施例中,使用者定位单元 107 是椅子。使用者定位单元 107 的作用是在训练肢体时,支撑使用者的身体。使用者定位单元 107 应该单独固定使用者,以便在训练期间得到精确的测量。使用限制方式如带子或链子能保证安全的固定。使用者定位单元 107 的高度和位置是可调整的,例如,通过诸如椅子的单元放置到平的桌子上来进行调整,或者相对于地面调整椅子的高度以容纳椅子的使用者。可手动调节椅子的高度和位置,也可以通过自动方式,如对输入计算机系统的与特定使用者相关的信息作出响应,自动调节椅子,其中这个计算机系统与椅子相连。

[0033] 使用者定位单元 107 可放置在轨道 (track) 109 中。轨道 109 使得使用者定位单元 107 水平移动,以容纳特殊的使用者。轨道 109 使得使用者定位单元 107 与控制单元 101 保持标准的距离。轨道 109 可连接在控制塔 101 的底盘上或“单独固定”。

[0034] 反馈监视器 105 包含在系统 100 内。反馈监视器 105 用来在训练会议中可视性通

知使用者,并提供使用者训练结果的信息。例如,监视器 105 可以是计算机监视器。监视器 105 也具有存在在上面的扬声器,以给使用者提供可以利用的指令或反馈。监视器 105 可物理连接到控制单元 101 上,从单元 101 接收电子通信。然而,监视器 105 可以与单元 101 隔开,即不是物理连接的。在这样的实施例中,可通过无线装置来通信。在一个实施例中,使用者通过触摸监视器与监视器 105 互动,即监视器是可操控的触摸屏。

[0035] 以下将公开本发明的机器人系统的各个组件。

[0036] 图 2 是用于本发明的机器人系统的旋转马达塔的实施例。如前所述,旋转马达塔 203 与控制塔 200 电连接。在图 2 的实施例中,旋转马达塔 203 与控制塔 200 物理相连。旋转马达塔 203 能够使 213 在垂直位置(90 度)与水平位置(0 度)之间旋转,反之亦然。可手动或电子操控旋转马达塔 203 的运动。在手动操控塔 203 时,训练者可把塔 203 移动到特定的角度,如 90 度、45 度或 0 度。在电动操控塔 203 时,塔 203 可与控制器连接,如计算机,借此可向计算机输入特定的角度,且塔 203 将会旋转到特定的角度。旋转的马达塔 203 包括壳体 211、托盘 209、轴 207 和运动模块 205。

[0037] 壳体 211 可以是塑料或金属。壳体应该是绝缘的,且保护旋转马达塔 203 的内部结构。

[0038] 托盘 209 用来支撑多方向模块(图中未示)的训练。如以下所述的那样,训练是通过允许使用者旋转他的肢体关节如肘关节进行的,以响应训练程序。物理方式的托盘 209 能够限制使用者的肢体关节的旋转角度。托盘 209 的直径应该合适于容纳多关节模块。

[0039] 如图 2 的实施例所示,轴 207 定位在托盘 209 的中心。然而,在其他的实施例中,轴可以偏离中心。轴 207 的作用是可释放地把多定向的模块与单元 203 连接。如下所述,轴 207 给多定向的模块提供直接的力矩,使得它能够在训练期间旋转。轴 207 最好是正方形或矩形,以驱动多定向模块。

[0040] 一个或多个模块 205 设在托盘 209 上,以有效地结束托盘 209 的运动,并因此结束特殊范围内运动的多定向模块。在一个实施例中,两个模块设置在围绕托盘 209 的外周之外的 0 度到 90 度之间。

[0041] 图 3 是完全水平位置(0 度)上的旋转马达塔 301 的实施例。旋转马达塔 301 与控制单元 300 连接,并包括壳体 305、轴 307、托盘 302 以及模块 303。

[0042] 图 4 是用在机器人系统中的旋转马达塔 400 的实施例的内部示意图。旋转马达塔 400 的组件容纳在底盘 421 上。

[0043] 如上所述,旋转马达塔 400 包括轴 401。轴 401 优选的是正方形或矩形,其尺寸设计成与多方向模块(图中未示)与阴部分(female counterpart)配合。当连接到单元 400 时,模块 403 用来限制多方向模块的运动范围。托盘 405 用于支撑多方向模块,并保持模块 403。枕垫块 407 用来支撑所有的非必要的力,除了运动轴上的旋转力之外。连接器 411 用来把旋转轴 409 安装到力矩传感器上。把手 413 安装在控制塔(未示)上,在旋转马达塔 411 的任意一侧,当改变方向时,把手 413 通常合并齿轮型的锁紧机构以锁紧塔 400。还包括力矩传感器 415,力矩传感器 415 还可以包括应变仪、滑环、无线遥测器、旋转转变器、调整电子元件以及转换器。旋钮 417 用来锁紧运动旋转,其用于在力矩传感器 415 的固定角度的力矩测量。马达 419 用来给塔 400 产生力矩。

[0044] 本发明的机器人系统设计成接收多方向模块。首先,模块用来训练使用者的关节,

例如腕关节、肘关节、膝关节、髋关节和左右侧的踝关节。模块可在完全水平的方向与完全垂直的方向之间进行训练。模块能够提供多种肌肉训练,包括但不限于肘弯曲、肘伸长、踝向背弯曲,以及踝向脚底弯曲、冈下肌和小圆肌训练、肩胛下肌训练、腕部弯曲、腕部伸展、膝部弯曲和膝部伸展。可调节模块的尺寸,以便容纳不同的使用者。

[0045] 图 5 和 6 是能够随本文所述的系统使用的多方向模块的实施例。

[0046] 图 5 是上肢训练多方向模块 500 的实施例。图 5 示出了模块 500 外部的元件,以及它的内部元件。外部元件可包括肘休息板 501、前臂套袖 (cuff) 503、手保持器 505、旋转限制器 507、和锁紧机构 509。可手动调整模块 500。在其它的实施例中,可电动操控模块,以通过电信号进行调整。在这样的实施例中,电信号可通过控制器 (如计算机) 发送到模块。

[0047] 模块 500 的内部元件包括但不限于上板 511,其方便围绕使用者的肘关节进行训练;侧杆 513,其允许在使用者的肘关节与腕关节之间有足够的协力的行为;主杆 512;远端板 515,方便围绕使用者腕关节进行训练。

[0048] 图 6 为下肢训练多方向模块 600 的实施例。该模块 600 能训练使用者的膝关节和踝关节。模块可包括足休息支架 601、小腿套袖 603、膝托板 605、旋转限制器 607 以及锁紧机构 609。如图 5 的上肢模块 500,可手动或电动操控下肢模块 600。具体地,可通过旋转限制器 607 限制运动范围。锁紧机构 609 可在膝关节与踝关节之间切换。

[0049] 当使用时,本发明的系统把信息传递入和传递出控制单元、监视生物电信号、如肌电信号 (EMG)、肌动信号 (MMG)、脑电图信号 (EEG)、神经电信号 (ENG),等等,以分析、利用和储存使用者训练进展的信息,并给使用者提供反馈。进一步监控生物电信号,生物电信号也用于调整使用者肢体的训练,以增大或减小应用在多方向模块的力矩。

[0050] 图 7 是本发明的机器人训练系统 701 内的信息传递的示意图。信号,包括但不限于生物电信号、数字信号和电信号被输送通过系统 701 的各个组件后,进行分析并调整使用者 700 的肢体的训练。在图 7 中,举例用的待训练的肢体是使用者 702 的上肢。

[0051] 在图 7 中,上肢 702 位于固定到与控制塔 704 相连的多方向模块 703 上。显示器 705 (例如计算机监视器) 位于使用者 700 的前面。在使用中,控制塔 704 可在训练期间通过在显示器 705 上显示的指令来指导使用者。反馈信号也能经使用者 700 发送到训练程序,再由控制器 717 进行操控。

[0052] 为了记录在训练期间使用者 700 的表现,把电极 709 与特定位置的使用者 700 相连。在一个实施例中,在适当位置连接电极 709,以产生在测试期间受影响的 EMG 信号,例如肱二头肌、肱三头肌 (侧部头)、前三角肌和后三角肌的肌肉群。电极 709 可连接到皮肤表面。虽然本文中并没有给出电极连接的所有位置,但是本领域的技术人员应该明白哪个区域与电极连接,以及什么时候测量 EMG。

[0053] 电极 709 用来测量和传输来自使用者 700 的 EMG 信号 711。信号 711 可以经有限传输,或者是无线传输,这视电极是否带有无线组件而定。

[0054] 电极 709 的 EMG 信号 711 由电路处理器 713 收集。处理器 713 可转换信号 711,如从模拟转到数字;放大信号 711;过滤信号 711;比较信号 711,如使真实测量的信号与所要求的参考信号进行比较;或者是信号 711 变清楚,例如去除噪音。处理器 713 可具有多种能力,如放大信号 711 和过滤信号 711。

[0055] 通过处理器 713 生成结果信号 715, 并传送到控制器 717. 在优选的实施例中, 结果信号 715 是数字信号。通过控制器 717, 结果信号 715 可用来调整训练计划。具体地说, 控制器 717 可调整由模块 703 输送的力矩辅助, 所述的输送是通过把信号 721 发送到控制塔 704 实现的。力矩辅助可以根据训练者中的使用者的结果增大或减小。与在训练完成之后才调整计划相比, 通过控制器 717 而对结果信号 715 的使用使得能够进行实时的训练调整。

[0056] 结果信号 715 也优选的是穿过控制器 719 并储存在存储装置 727 中。

[0057] 如上所述, 控制器 717 用来接收结果信号 715. 控制器 717 也用来把初始训练计划传送到控制单元 704, 其可以在显示器 705 上看见并与使用者相联系。控制器 717 可包括微处理器、算法、图形卡片、使用者界面装置、例如键盘、鼠标、无线技术元件 (如天线), 等等。在一个实施例中, 控制器 717 设在控制塔 704 中。在另外的实施例中, 控制器 717 在远离控制塔 704 的位置, 借此可以通过诸如卫星通信、WIFI 或因特网线进行通信。

[0058] 控制塔 704 也能把信号 723/725 传递到存储装置 727, 以作进一步分析。信号, 如待发送的测量的力矩信号 723 和测量的关节角度信号 725 可以与在训练期间收集的那些对控制单元 704 特定的参数相关, 例如旋转马达塔 704 的角度 (未示)、移动范围的限制、模块 703 的运动速度、力矩传感器的约定时间 (datex), 等等。

[0059] 存储装置 727 可以是永久的, 如 ROM, 或者暂时的, 如 RAM. 类似控制器 717, 储存装置 727 可以位于靠近或远离控制单元 704 的位置上, 它们之间通过无线装置或因特网技术通信。

[0060] 如本文所述, 通过旋转马达塔和多方向模块, 系统能够用一个模块在不同平面内训练使用者的肢体的不同的关节。通过向使用者提供所要争取的设定目标, 并给使用者提供协助以完成设定目标, 来实现系统训练。在争取实现设定目标的过程中, 需要使用者移动他们的肢体。例如, 设定的目标可是一个使用者必须要努力的真实的或想象的物体。在一个实施例中, 设定的目标是计算机屏幕上的可视物体, 该物体基于算法移动。物体移动时, 需要使用者跟踪它。跟踪可通过移动在模块定位的平面 (X、Y 或 Z) 内的与模块连接的肢体实现。

[0061] 在跟踪期间, 主动协助的力矩在使用者的肢体延伸期间通过马达系统产生。支撑性的力矩由从使用者传递到系统的控制器的肌电的信号控制。

[0062] 在延伸运动期间的主动协助的力矩定义为:

$$[0063] \quad T_a = G \cdot T_{IMVE} \cdot M_i \quad (1)$$

[0064] 其中, G 是用于调整协助力矩大小的恒定增益; T_{IMVE} 是肘关节为 90 度时延伸力矩的最大值; M_i 在方程式 1 中定义为:

$$[0065] \quad M_i = \frac{EMG_{MUS} - EMG_{mrest}}{EMG_{IMVE} - EMG_{mrest}} \quad (2)$$

[0066] 其中, EMG_{MUS} 是在进行全波修正和移动平均过程后, 肌肉肌电活动; EMG_{mrest} 是在休息状态下, 平均的 EMG_{MUS} ; EMG_{IMVE} 是在延伸力矩的最大值 IMVE 期间的 EMG_{MUS} 的最大值。在延伸中使用支撑性力矩的原因仅仅包括相同的使用者的延伸通常比弯曲更有难度, 且他们的屈肌通常比伸肌更具弹性。也已发现, 当使用这类主动协助的机器人装置时, 中风后的患者的肘部跟踪和达到的性能可立即得到改善。

[0067] 在最大的自动收缩 (伸和缩) 期间, 抵抗力矩也能用于训练, 其力矩的百分比为:

$$[0068] \quad T_r = a \cdot T_{MVC}$$

[0069] 其中, T_r 是抵抗力矩; a 是百分比; T_{MVC} 包括两部分, 最大的 T_{IMVF} (仅用于收缩阶段), T_{IMVE} (仅用于伸展阶段)。训练期间, 机器人提供的净力矩为:

$$[0070] \quad T_n = T_a - T_r$$

[0071] 其中, T_a 是支持力矩, T_r 是抵抗力矩。在训练期间应用与 IMVF 和 IMVE 成比例的抵抗力矩的目的是: (1) 改善局部麻痹的肢体的肌肉力的产生 (2) 在训练中, 把有效肌肉力保持在与肌肉力的可能增加相关的水平上。尽管 T_a 和 T_r 趋向于取消, 这两个力矩在训练期间直接与使用者自身的努力相关。因此, 机器人提供的净力矩与患者的运动能力相互关联。

[0072] 图 8 所示为当面对多方向模块 801 时, 使用者的腕部 803 的移动平面。在这个定位中, 运动 805 集中在腕部 803, 沿着 y 平面移动 805。移动 805 将通过位于旋转马达塔 (未示) 上的模块进行范围限制。

[0073] 图 9 所示为当多方向模块 903 在侧边时, 使用者前臂 911 的移动平面。在这个方向, 移动 901 集中在肘部, 其沿着 X 平面移动。

[0074] 图 10 所示为当面对多方向模块 1001 时, 使用者肘部 1007 的移动平面。在这个方向上的移动 1005 能使肘部沿 Y 平面旋转。

[0075] 图 11 所示为使用多方向模块 1103 以训练下肢 1101 (如膝) 的实施例。在这个方向的运动 1105 是在 X 平面内。

[0076] 实施例

[0077] 找到 7 个中风后偏瘫的患者。所有的患者都处于慢性阶段 (中风手术后至少一年, 6 个男性, 1 个女性, 年龄为 51.1+9.7 年)。所有的患者接受本发明的机器人协助的肘部训练计划, 计划分 20 个阶段, 每周至少进行 3 个阶段但最多进行 5 个阶段, 在 7 个连续周内完成。每个训练阶段在 1.5 小时内完成。在训练之前和之后, 我们采用 2 个临床功能量 (scale) 以评价患者的局部麻痹的上肢 (肘和肩) 的主动运动功能, 包括 Fugl-Meyer 评估 (FMA; 对于肘和肩; 最大分值: 42) 和运动功能状态量 (MSS; 肩 / 肘; 最大分值: 40)。通过修正的 Ashworth 功能量 (MAS) 评分来评价在训练之前和之后每个患者的局部麻痹的肘的痉挛状态。该研究的临床评估由治疗师作双盲试验。

[0078] 在每个训练阶段, 每个患者都舒服地坐着, 且受影响的上肢水平放置在肌动驱动运动系统上, 肘关节放在原位。受影响一侧的前臂放在活动机 (manipulandum) 上, 其能用马达旋转; 且通过读出活动机的位置由马达来测量肘的角度信号。带子用来固定肩关节, 以便在轴延伸和收缩期间保持关节的位置不动。中心距离为 2cm 的肌电电极对连接到肱二头肌 (BIC)、肱三头肌 (TRI)、前三角肌 (AD) 和后三角肌 (PD) 肌腹的皮肤表面。肌电电极对的位置一旦设定就不再移动。采样频率为 1000Hz 的肌电信号和角度信号要预先放大、带通滤波 (10-500HZ) 并通过模拟 - 数字卡记录。

[0079] 在患者进行任何主动运动之前, 在每个阶段的休息状态的的相关的肌肉的肌电信号首先被记录, 其作为阶段的单块肌肉的肌电基线。重复 3 次, 分别测量处于 90 度的肘部的等长的最大自愿弯曲 (IMVF, 持续 5 秒) 和伸张 (IMVE, 持续 5 秒), 在每个伸张之间有 5 分钟的休息时间, 避免肌肉疲劳。在训练期间, 每个患者需要在 0-90 度 (0 度表示完全伸开) 的肘部范围内完成自愿的肘弯曲和伸张, 跟踪在屏幕上的收缩和伸展的角度为 10 度 / 秒的目标指针的移动。

[0080] 选择 10 度每秒作为合理的速度给中风后的患者遵从,以便防止患者太难或太容易地实现每一步。在开始训练以让患者自己熟悉整个训练课程之前,每个患者被允许练习追踪 10 分钟。在每个训练阶段有 18 个追踪试验,每个试验具有 5 个轴弯曲和伸展的周期。在所有的试验中,在与增益 G 相关的伸张中设定主动辅助的力矩,在方程式 1 中的 G 等于 0%、50%、100%,选择性地应用于阶段的追踪试验。抵抗力矩应用于每个试验。

[0081] 记录相关肌肉的肌电活动和训练期间的角度信号,并在训练的连贯 (even) 阶段储存在计算机中以进行处理。肘角度信号是用切断频率为 20Hz 的低带滤波。在 IMVF 和 IMEF 期间的力矩信号也用切断频率为 10Hz 的低带过滤。滤波过程采用前序的、零相位向前和反向的巴特沃斯 (Butterworth) 数字滤波器。图 12 表明在训练期间从患者处记录的代表性的信号。

[0082] 训练期间的肌肉对之间的共激活通过共激活指数 (CI) 来研究,即:

$$[0083] \quad CI = \frac{1}{T} \int A_{ij}(t) dt \quad (3)$$

[0084] 其中, $A_{ij}(t)$ 是肌肉 i 和 j 的肌电线性包膜的重叠的活动, T 是信号的长度。肌肉对的共收缩指数的值从 0 (在信号试验中根本没有重叠) 到 1 (2 块肌肉完全重叠,且在试验过程中,它们的肌电水平保持为 1)。在追踪试验中的肌肉对的肌电包膜的代表性的片段如图 13 所示。在追踪试验中肌肉的肌电激活水平也通过平均试验的肌电包膜计算得到。在所有的连贯阶段的每个试验计算不同肌肉对的共收缩指数、每块肌肉的肌电激活水平、以及目标与实际肘部角度之间的均方根误差 (RMSE)。每个患者在阶段内的所有试验的共收缩指数和 RMSE 的平均值用作统计分析的试验读取值。

[0085] 图 14 所示为在追踪训练期间的肘角度的全部 RMSE 的变型。全部的 RMSE 在整个阶段显出明显的下降的变化趋势。平均 RMSE 值的下降趋势也在所有的单独患者中观察到,这是通过比较第 2 与第 20 阶段的平均 RMSE 值观察到的,且下降值为从 15.6% (患者 6) 到 59% (患者 3)。对于患者 1、2、3、4 和 7,最大的 RMSE 在第二阶段观察到,而对于患者 5 和 6,最大的 RMSE 出现在第六阶段。

[0086] 图 15 所示为在训练期间的每块肌肉的肌电激活水平。4 块肌肉的全部的肌电激活水平在整个训练期间的各个阶段有显著的变化。通过比较最大值 (在第四阶段观察到的是肱二头肌的最大值,在第八阶段为肱三头肌和三角肌的最大值) 与最后阶段的值,发现肱二头肌、肱三头肌和三角肌的全部的肌电激活水平具有显著的下降趋势。还发现每个患者的肱二头肌、肱三头肌和三角肌的 averages 的肌电激活水平降低,即从 3.3% (患者 2, 肱三头肌) 到 84.7 (患者 27, 肱二头肌),最大值会在第十阶段或之前出现。

[0087] 图 16 表明在训练期间的肌肉共收缩图形,用每个肌肉对的共收缩指数表示。所有的肌肉对的整体共收缩指数的变化是显著的,所有肌肉对的共收缩指数在第八阶段达到它们的最大值。肌肉对 (肱二头肌和三角肌、三角肌和后三角肌、肱三头肌和三角肌) 的全部的共收缩指数中,肱三头肌和三角肌在第八阶段出现最大平均值之前的第六阶段达到局部最小值。对于所有的肌肉对,从第八阶段到第十阶段,共收缩指数都呈显著的下降的趋势。第八阶段之后 (从第十阶段到第二十阶段),肱二头肌和肱三头肌、肱二头肌和三角肌、三角肌和后三角肌、以及肱三头肌和三角肌的整体共收缩指数值有显著的下降趋势,直到训练结束。通过比较最大的共收缩指数值和最后阶段的共收缩指数值,

发现每个患者的肌肉对的共收缩指数的下降从 7.6%（患者 1 的肱二头肌和后三角肌）变化到 82.5%（患者 7 的肱二头肌和肱三头肌）。

[0088] 在这个研究中,肘部上进行的机器人辅助的跟踪任务经过 20 个阶段的训练之后,观察到通过 MAS、FMA 和 MSS 评价的显著运动改善。肘关节的主要收缩筋和对抗肌肉对、肱二头肌和后三角肌的肌电激活水平在训练过程的第一半的时候会显著减小,这与追踪技术和痉挛状态的减少有关。前三角肌的肌电水平也在训练期间减小,表明相对于局部麻痹的肢体的肩部,肘部运动有更好的独立性。得到的结果提供了对复原过程的进一步的理解,尤其是在互动的机器人辅助的训练中的肌肉协调性,这将利于机器人辅助的训练程序的设计。

[0089] 结合附图对本发明的实施例进行描述之后,应该理解,本发明不限于精确的实施例,且本领域的技术人员还会做出很多的改变和修改,而不脱离由附加的权利要求定义的范围和精神,。

[0090] 在解释权利要求时,应该理解:

- [0091] a) 术语“包括”不排除除了指定权利要求列出的那些元件之外的其它元件或动作;
- [0092] b) 元件前表示数量的单词不排除复数个该元件的存在;
- [0093] c) 权利要求中的任何的附图标记不限制它们的范围;
- [0094] d) 任何公开的装置和部分可组合到一起或进一步分成几部分,除非另有指定;以及
- [0095] e) 除非另有指定,不要求动作或步骤具有特定的顺序。

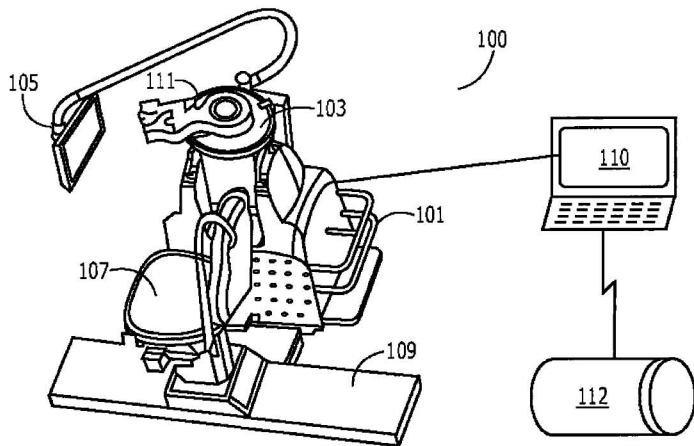


图 1

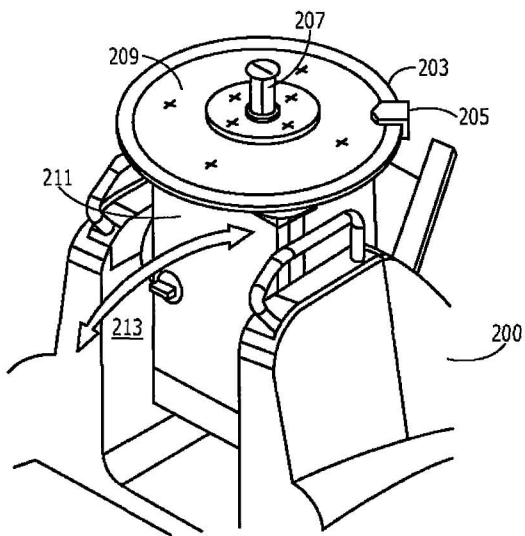


图 2

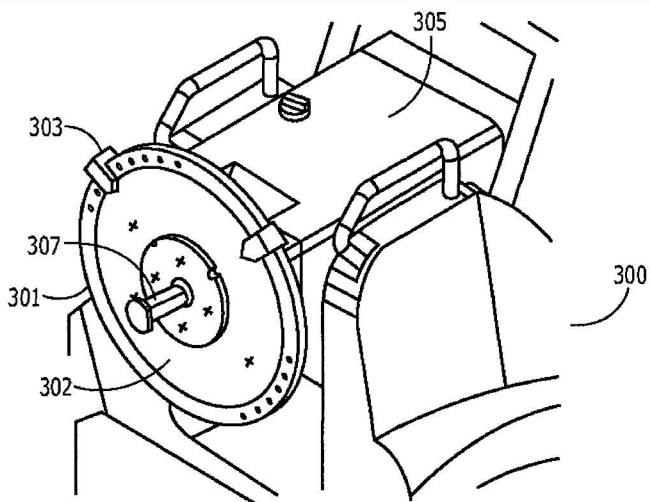


图 3

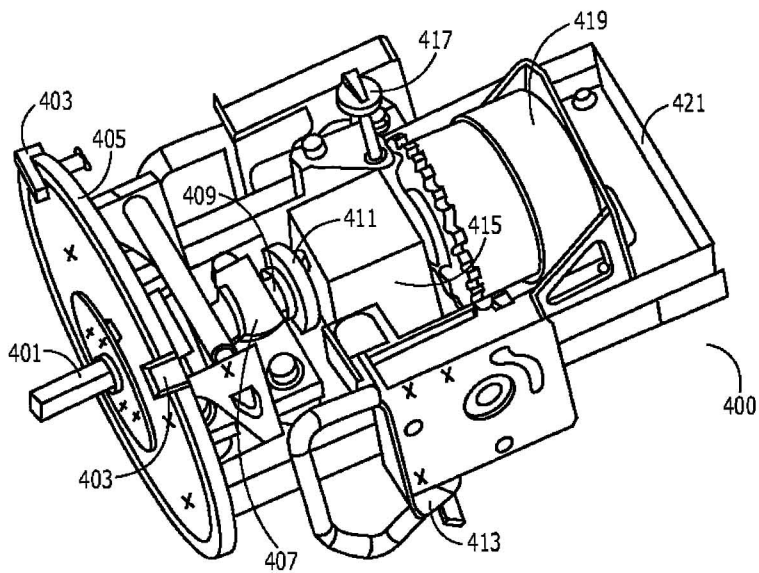
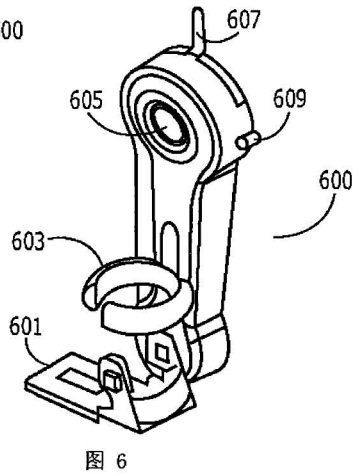
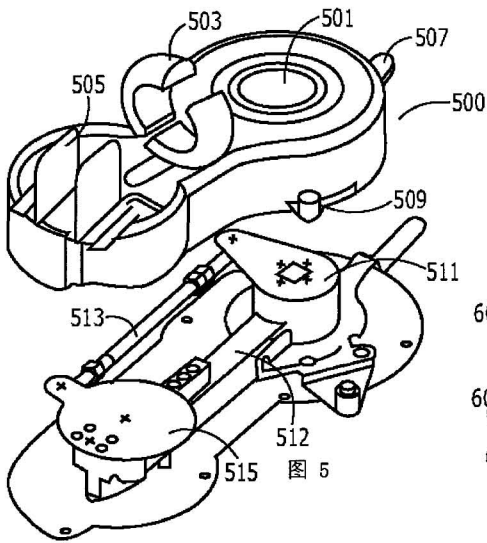


图 4



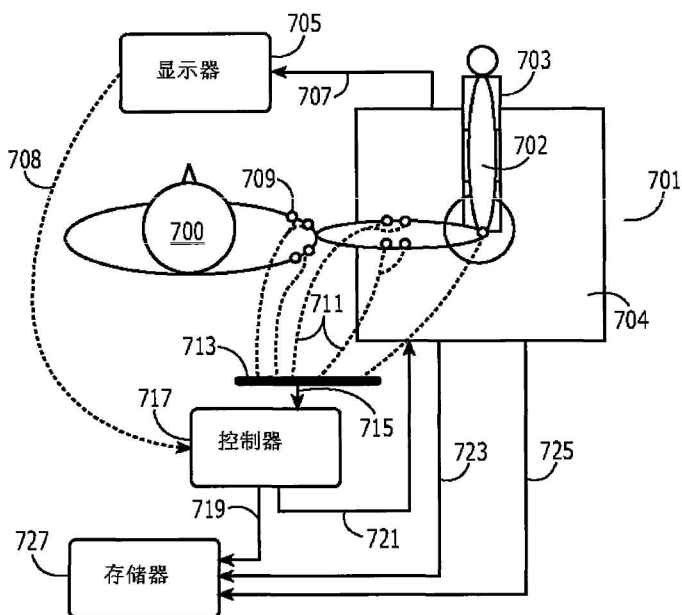


图 7

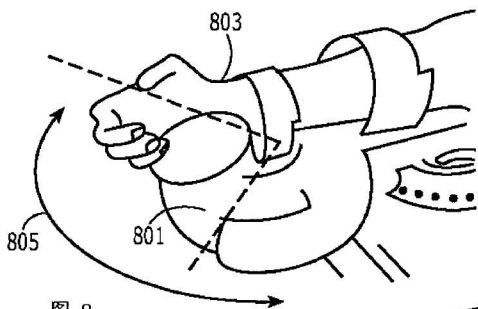


图 8

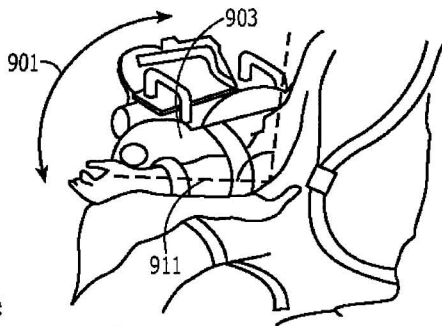


图 9

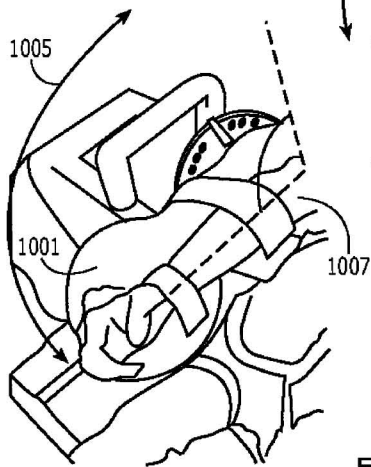


图 10

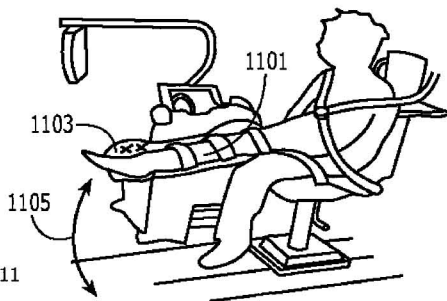


图 11

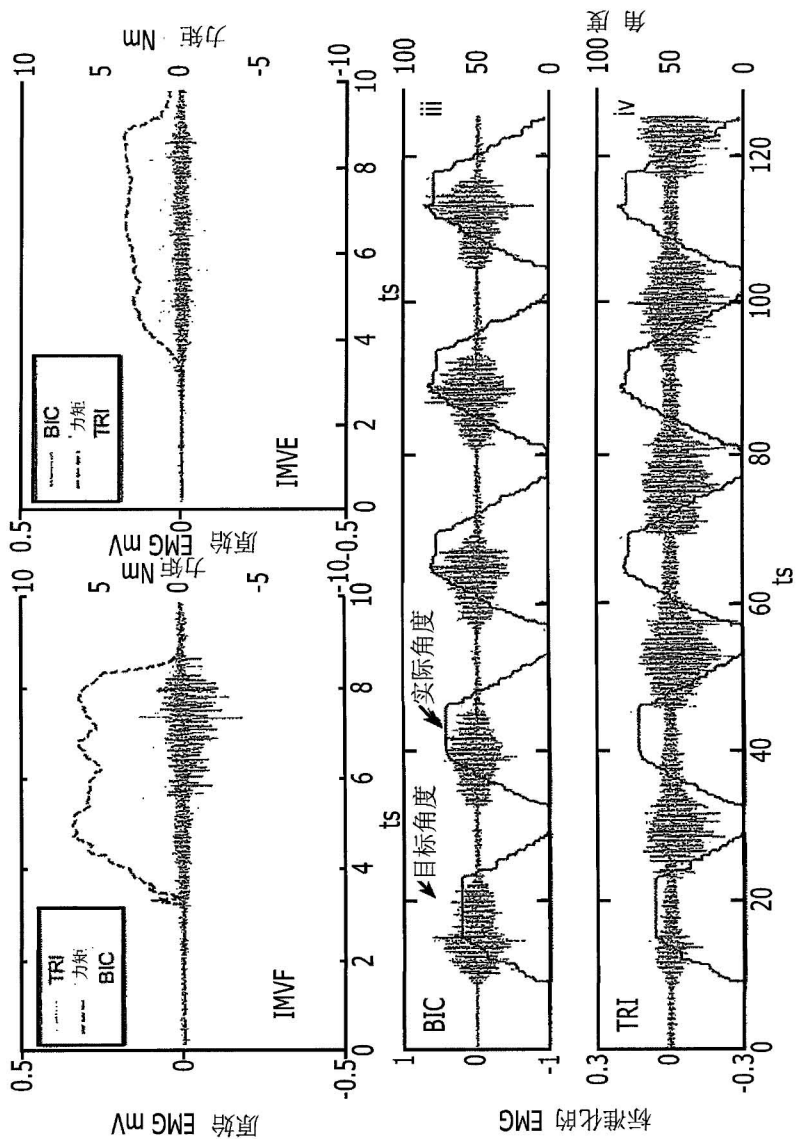


图 12

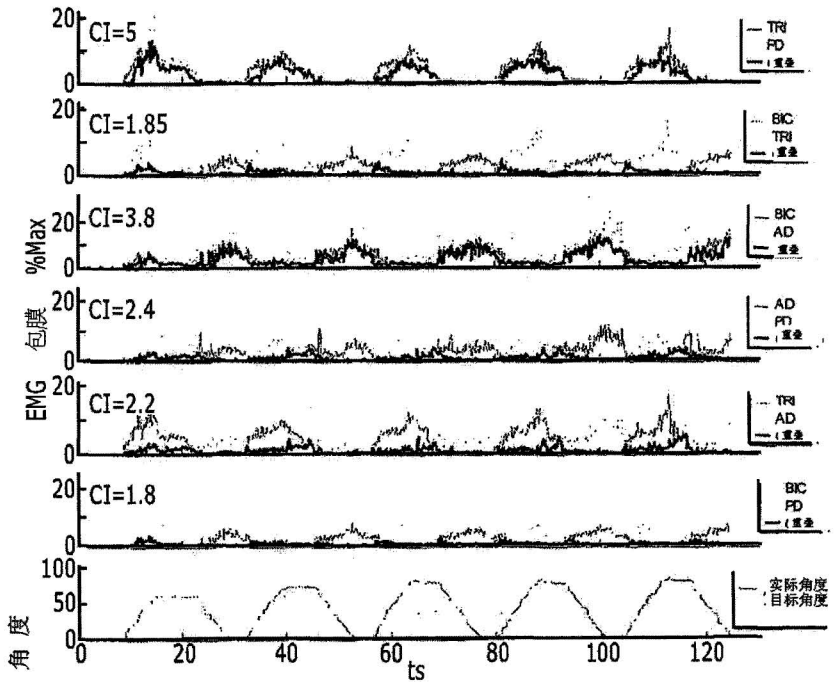


图 13

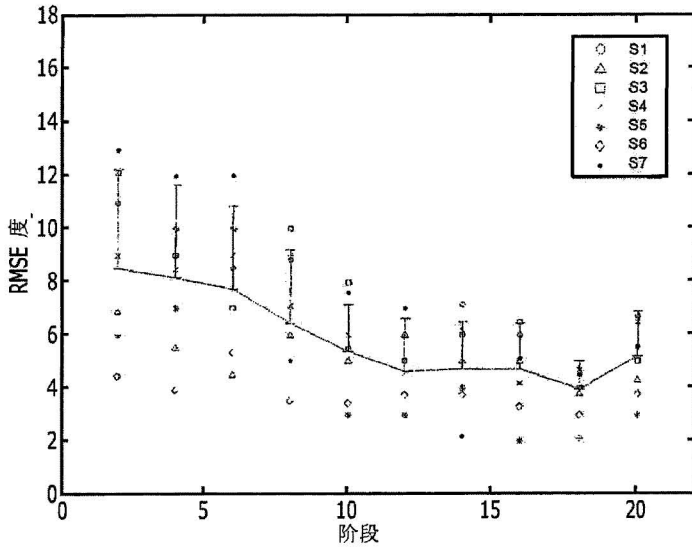


图 14

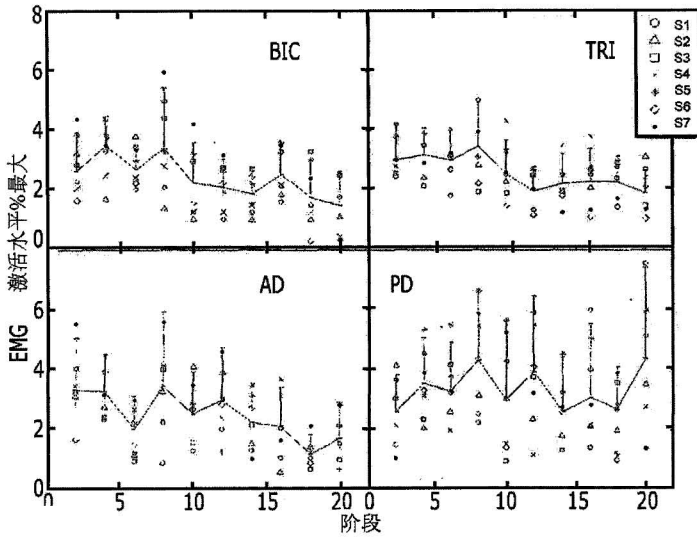


图 15

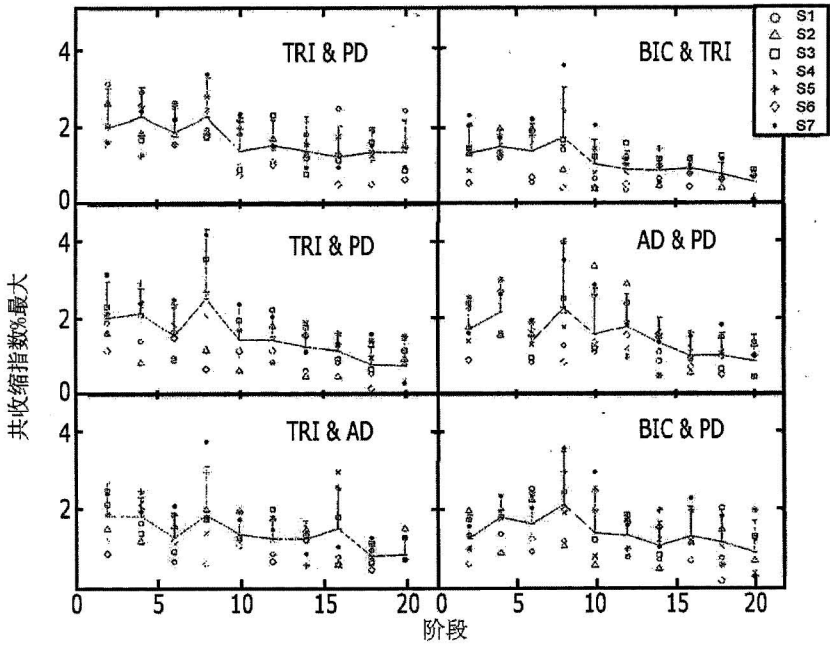


图 16