



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111035363 A

(43)申请公布日 2020.04.21

(21)申请号 201910962352.8

(22)申请日 2019.10.11

(30)优先权数据

16/158734 2018.10.12 US

(71)申请人 德普伊新特斯产品公司

地址 美国马萨诸塞州

(72)发明人 C.维伯 A.沙阿 T.亚尔迪比

E.欧思马纳吉克 D.史卡夫

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 徐予红 张金金

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

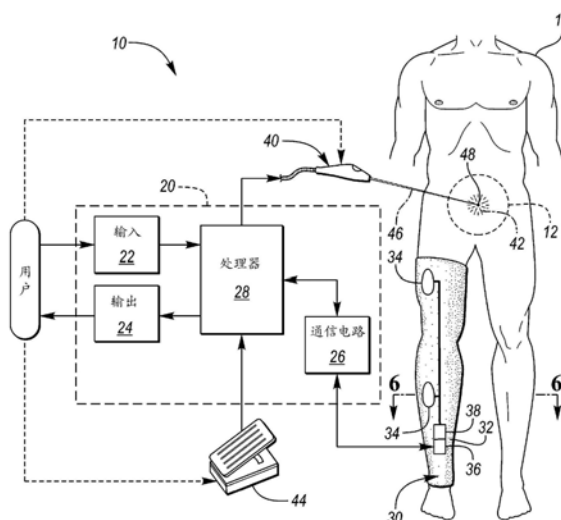
权利要求书3页 说明书19页 附图10页

(54)发明名称

具有多传感器阵列的神经肌肉感测装置

(57)摘要

本发明题为“具有多传感器阵列的神经肌肉感测装置”。本发明提供了一种用于检测受检者的肢体内的人工诱导的神经肌肉响应的感测装置,所述感测装置包括载体材料和多个机械传感器。所述载体材料操作用来被固定在所述肢体的一部分周围,并且所述多个机械传感器中的每一个与所述载体材料耦合。每个机械传感器定位在所述载体材料上,使得所述机械传感器操作用来监测所述肢体的不同肌肉群的机械响应。然后,每个机械传感器生成与其相邻肌肉群的监测的机械响应对应的相应机械肌动描记术输出信号。然后,可经由设置在所述装置上的通信电路将这些信号从所述装置外传。



1. 一种感测装置,所述感测装置用于检测受检者的肢体内的人工诱导的神经肌肉响应,所述感测装置包括:

载体材料,所述载体材料操作用来被固定在所述肢体的一部分周围;

多个机械传感器,所述多个机械传感器与所述载体材料耦合,每个机械传感器定位在所述载体材料上,使得所述机械传感器操作用来监测所述肢体的不同肌肉群的机械响应,并且其中每个机械传感器生成与监测的机械响应对应的相应机械肌动描记术输出信号,并且能够由所述机械肌动描记术输出信号检测所述肢体内的人工诱导的神经肌肉响应;以及

通信电路,所述通信电路与所述载体材料耦合并且与所述多个机械传感器中的每一个进行电子通信,所述通信电路操作用来将生成的机械肌动描记术输出信号中的一个或多个传输至主机系统。

2. 根据权利要求1所述的感测装置,其中所述载体材料是操作用来维持围绕所述受检者的所述肢体的弹性张力配合的套筒。

3. 根据权利要求2所述的感测装置,其中所述多个机械传感器包括定位在所述载体材料上的第一传感器,使得当所述载体材料以正确取向固定在所述肢体的一部分周围时,所述第一传感器直接邻近至少一个股内侧肌或股外侧肌并且操作用来监测所述至少一个股内侧肌或股外侧肌的机械响应;并且

其中所述多个机械传感器包括定位在所述载体材料上的第二传感器,使得当所述载体材料以正确取向固定在所述肢体的所述一部分周围时,所述第二传感器直接邻近胫骨前肌并且操作用来监测所述胫骨前肌的机械响应。

4. 根据权利要求2所述的感测装置,还包括与所述通信电路通信的处理器,所述处理器被配置为:

接收对要对所述受检者执行的手术的性质的指示,所述手术的所述性质指示所述受检者的身体的将执行所述手术的侧;

接收至少一个机械肌动描记术输出信号;

根据接收的机械肌动描记术输出信号的静态分量来识别所述肢体是右肢体还是左肢体;以及

如果所述肢体不在所述受检者的身体的将执行所述手术的所述侧上,则提供警报。

5. 根据权利要求2所述的感测装置,还包括与所述通信电路通信的处理器,所述处理器被配置为:

在要对所述受检者执行的手术期间,接收所述受检者的预期姿势的指示,所述受检者的所述预期姿势指示在所述手术期间所述套筒的正确取向;

接收至少一个机械肌动描记术输出信号;

根据所述至少一个机械肌动描记术输出信号的静态分量来确定所述套筒的实际取向;以及

如果所述套筒的所述实际取向与所述套筒的所述正确取向不匹配,则提供警报。

6. 根据权利要求1所述的感测装置,还包括处理器,所述处理器与所述多个机械传感器和所述通信电路电通信并且位于所述多个机械传感器与所述通信电路之间;并且

所述处理器被配置为对所述机械肌动描记术输出信号中的每一个进行滤波以移除指示所述肢体的总体平移或旋转的信号内容。

7. 根据权利要求6所述的感测装置,其中所述处理器被配置为通过将来自所述多个传感器中的每一个传感器的感测的运动映射到虚拟肢体并且确定是否存在所述虚拟肢体的平移或旋转来识别指示所述肢体的总体平移或旋转的信号内容。

8. 根据权利要求1所述的感测装置,还包括处理器,所述处理器被配置为:

接收刺激已在所述受检者的除所述肢体之外的体内治疗区域内施用的指示;

分析所述机械肌动描记术输出信号中的每一个,以确定所述刺激是否诱导了所述受检者的所述肢体内的所述肌肉群中的一条或多条的机械神经肌肉响应;以及

如果确定所述刺激诱导了所述神经肌肉响应,则提供警报。

9. 根据权利要求8所述的感测装置,其中所述处理器被配置为在施用所述刺激之后仅分析响应窗口内的所述机械肌动描记术输出信号中的每一个。

10. 根据权利要求8所述的感测装置,其中所述处理器被配置为通过使用监督学习算法检查一个或多个接收的机械肌动描记术输出信号的一个或多个特征来确定所述刺激是否诱导了所述受检者的所述肢体内所述肌肉群中的一条或多条的所述机械神经肌肉响应;并且

其中所述监督学习算法操作用来将所述响应窗口分类成多个分类中的一个,所述多个分类包括:

所述响应窗口代表诱导的神经肌肉响应;以及

所述响应窗口不代表诱导的神经肌肉响应。

11. 根据权利要求8所述的感测装置,其中所述处理器对于所述感测装置而言是本地的并且附接到所述载体材料;并且

其中所述通信电路操作用来仅在确定所述刺激诱导了所述神经肌肉响应时将所述生成的机械肌动描记术输出信号中的一个或多个传输至所述主机系统。

12. 根据权利要求8所述的感测装置,其中所述处理器还被配置为通过计算所述刺激与由所述刺激诱导的肌肉响应之间的时间延迟或通过计算来自共同神经支配的不同肌肉群的肌肉响应之间的时间延迟来确定神经传导速度。

13. 根据权利要求1所述的感测装置,还包括:

一对表面电极,所述一对表面电极与所述载体材料耦合,使得当所述载体材料固定在所述肢体的所述一部分周围时,所述一对表面电极用于直接接触所述受检者的皮肤表面;以及

处理器,所述处理器与所述一对表面电极电连通,所述处理器被配置为经由所述电极直接向所述肢体施用电刺激。

14. 根据权利要求13所述的感测装置,其中所述刺激是包括四个离散电脉冲的四联电刺激;

所述处理器还被配置为:

针对对所述四联电刺激的所述四个离散电脉冲中的每一个的机械响应,监测来自所述多个机械传感器中的一个的所述机械肌动描记术输出信号;

根据监测的机械肌动描记术输出信号来计算四联比率,所述四联比率是响应于所述四个离散电脉冲中的第四个的所述机械肌动描记术输出信号的幅度与响应于所述四个离散电脉冲中的第一个的所述机械肌动描记术输出信号的幅度的比率;以及

如果所述四联比率低于预定阈值,则提供指示神经肌肉阻滞的存在的警报。

15. 根据权利要求13所述的感测装置,其中所述刺激是超大刺激。

16. 根据权利要求15所述的感测装置,其中所述处理器操作用来:

接收代表肌肉响应于施用的超大刺激的所述机械响应的机械肌动描记术输出信号;以及

根据所述肌肉响应于施用的超大刺激的所述机械响应的量值来缩放所述机械肌动描记术输出信号中的一个或多个。

17. 根据权利要求1所述的感测装置,其中所述载体材料是抗栓塞长袜。

18. 根据权利要求17所述的感测装置,其中所述抗栓塞长袜包括一个或多个对齐标记,以指示所述长袜相对于所述肢体的正确取向。

19. 根据权利要求18所述的感测装置,其中所述对齐标记是沿着所述长袜的大部分长度延伸的线,所述线用于指示当被所述受检者穿着时所述长袜的扭曲。

20. 根据权利要求1所述的感测装置,其中所述通信电路为无线数字通信电路;并且

其中所述无线数字通信电路操作用来经由无线通信协议将所述一个或多个生成的机械肌动描记术输出信号传输至所述主机系统。

具有多传感器阵列的神经肌肉感测装置

技术领域

[0001] 本公开整体涉及与用于检测人工诱导的神经肌肉活动的外科诊断系统一起使用的感测装置。

背景技术

[0002] 传统的外科实践强调了识别或验证神经位置以避免伤害神经的重要性。外科技术的进步包括开发包括更小暴露的技术(诸如微创外科手术),以及插入更复杂的医疗装置。随着外科技术的这些进步,对应地需要改善检测和/或避免神经的方法。

[0003] 在许多外科手术中,通常会包括在受检者的肢体或其他解剖结构周围提供的辅助监测装置或治疗装置。示例可包括抗栓塞长袜、连续压迫装置、血压袖带、麻醉监测装置等。当使用时,这些装置可覆盖身体的某些部分并限制对肌肉的触及,否则可能需要监测这些肌肉以便进行主动神经检测。

发明内容

[0004] 本发明提供了一种神经监测系统,包括套筒状神经肌肉感测装置,以检测肌肉对在人类受检者的体内治疗区域内提供的刺激的人工诱导的机械响应。体内治疗区域通常包括神经,该神经支配与感测装置直接连通的一条或多条监测的肌肉。

[0005] 在一个实施方案中,感测装置可包括载体材料和多个机械传感器。载体材料操作用来被固定在肢体的一部分周围,并且多个机械传感器中的每一个与载体材料耦合。每个机械传感器定位在载体材料上,使得该机械传感器操作用来监测肢体的不同肌肉群的机械响应。然后,每个机械传感器生成与其相邻肌肉群的监测的机械响应对应的相应机械肌动描记术输出信号。然后,可经由设置在装置上的通信电路将这些信号从该装置外传。

[0006] 当结合附图时,根据以下详细描述,本发明技术的特征和优点以及其他特征和优点是显而易见的。

[0007] “一(A)”、“一个(an)”、“所述(the)”、“至少一个(at least one)”和“一个或多个(one or more)”可互换使用以指示存在项目中的至少一个;除非上下文另有明确说明,否则可以存在多个此类项目。本说明书(包括所附权利要求)中的参数(例如,数量或状况)的所有数值应当被理解为在所有情况下均由术语“约”修饰,无论“约”是否实际出现在数值之前。“约”指示所述数值允许某种轻微的不精确性(对于值的精确性的某种接近;约或合理地接近该值;接近)。如果在本领域中没有以这种普通含义理解由“约”提供的不精确性,则如本文所用,“约”指示至少可以由测量和使用此类参数的普通方法产生的变化。此外,范围的公开包括在整个范围内的所有值和进一步划分的范围的公开。因此,范围内的每个值和范围的端点都作为单独的实施方案公开。

附图说明

[0008] 图1是用于检测人工诱导的机械肌肉响应的神经监测系统(包括基于套筒的感测

装置)的示意图。

[0009] 图2是设置在受检者的腿部上的基于套筒的感测装置的放大示意性前视图。

[0010] 图3是设置在受检者的腿部上的基于套筒的感测装置的放大示意性前视图。

[0011] 图4是用于执行术前系统诊断的示意性流程图。

[0012] 图5A是腿部的示意性剖视图,其类似于图3所示,并通过线5A-5A截取。

[0013] 图5B是腿部的示意性剖视图,其类似于图3所示,并通过线5B-5B截取

[0014] 图6是受检者的小腿的示意性剖视图,诸如图1所示,并通过线6-6截取。

[0015] 图7是使用结合的透皮电极来确定肌肉的超大响应的方法的示意图。

[0016] 图8是在手术期间使用结合的透皮电极和机械传感器来估计神经肌肉阻滞的存在的方法的示意图。

[0017] 图9是响应于周期性电刺激的机械肌动描记术输出信号的示意性时域图。

[0018] 图10是在施加诱导刺激之后存在的响应窗口内的肌肉的诱导机械响应的示意性时域图。

[0019] 图11是包括监督学习算法的信号处理算法的示意图,该算法用于将感测的肌肉运动分类为诱导的响应或不是诱导的响应。

[0020] 图12是用于比较刺激的施加与在响应窗口内发生的诱导响应的发生之间的延迟的技术的示意性时域图。

具体实施方式

[0021] 本公开提供了一种用于检测受检者的人工诱导的神经肌肉响应的感测装置。该装置可包括设置在载体材料上的神经肌肉传感器阵列,该载体材料操作用来被固定到受检者的肢体的一部分处或周围。传感器阵列可例如通过将个或多个传感器定位成与紧邻相应肌肉群的受检者的皮肤接触来监测肢体的多个肌肉群。在大多数实施方案中,阵列中的每个传感器包括操作用来监测相邻肌肉群的机械运动的机械传感器。使用各种处理技术,该系统可能能够辨别感测的机械运动是否代表人工诱导的肌肉响应,诸如可由提供给支配神经的电刺激引起。这些处理技术可涉及主动滤除预期响应窗口之外的噪声、总体运动和/或信号内容,同时还检查来自传感器的指示诱导响应的属性或模式的一个或多个信号。如果在装置上本地执行处理和事件检测,则在一些实施方案中,传感器装置可能能够经由通信电路传输代表诱导的肌肉响应的一条或多条模拟信号迹线。

[0022] 为了最小化术前设置,同时减小误差的可能性,传感器装置可被提供为集成单元,该集成单元可通过将其固定在肢体周围(类似于血压袖带)或通过将装置牵拉到受检者上,诸如用抗栓塞长袜来附连到受检者。这样,与单独放置每个传感器相比,载体材料可以更快的方式围绕受检者定位阵列。

[0023] 在一些实施方案中,传感器装置可包括板载处理能力和板载通信电路,该板载通信电路操作用来将一个或多个警报或机械肌动描记术输出信号传输至与该装置进行数字通信的主机系统。传感器装置还可结合辅助功能,这消除了对原本会与神经肌肉传感器竞争受检者上的空间的任何感测或治疗系统的需求。以此方式提供集成感测装置使任何所需的术前设置最小化(即,一个正确定位的装置可用于多种目的)。此类辅助功能的示例可包括麻醉监测功能、阻止血栓栓塞的功能、血压监测功能、生物计量和/或生命监测等。

[0024] 为了减小在受检者上不正确的附连/定位的可能性,在一些实施方案中,系统和/或感测装置可能能够执行一个或多个诊断例程,该一个或多个诊断例程研究该装置是否以围绕肢体的正确取向定位,以及该装置是否完全定位在正确的肢体上。如果装置没有正确地取向或定位在身体上,则感测装置可提供警报,该警报可通知外科医生在监测的参数中可能的精度损失。在一些实施方案中,在整个肢体上使用传感器阵列可通过更容易地识别肢体的总体平移或旋转来提供附加的总体运动抑制(即,如果所有传感器一致地移动,则感测的运动不可能由神经的电去极化引起)。虽然上文指出可将辅助功能包括到传感器装置中,但在一些实施方案中,辅助功能可依赖于阵列中提供的神经肌肉传感器以用于双重目的并启用辅助功能。这样的示例可包括麻醉深度监测,其中可向肢体提供四联(ToF)刺激,而传感器监测对ToF刺激的响应。类似地,可部分地通过检查响应于单个刺激何时发生不同的肌肉群收缩(经由传感器阵列)来执行神经传导速度测量。

[0025] 参考附图,其中相似的附图标号用于标识各个视图中的相似或相同的部件,图1示意性地示出了神经监测系统10,该神经监测系统可以用于诸如在外科手术期间识别受检者14的体内治疗区域12内的一个或多个神经的存在。如将在下文中更详细地描述的,系统10可监测受检者14的一条或多条肌肉的指示刺激诱导的神经去极化的神经肌肉响应(即,人工诱导的神经肌肉响应)。如果在手术期间检测到肌肉对刺激的响应,则系统10可向外科医生提供警报或指示,这可使得外科医生能够在需要此类动作时采取适当的动作。

[0026] 如本文所用,“人工诱导的神经肌肉响应”是肌肉对施加到支配肌肉的神经的去极化刺激的响应。一般来讲,响应是“人工诱导的”,因为神经被刺激直接去极化,而不是例如通过中间的感觉手段(例如,视觉、声音、味觉、嗅觉和触觉)接受刺激。可引起“人工诱导的”肌肉响应的刺激的示例可包括直接施加到神经或者直接围绕神经的体内组织或流体的电流。在此类示例中,如果所施加的电流足够强和/或足够接近神经,则该电流可能人工地导致神经去极化(从而导致由该神经支配的一条或多条肌肉的对应收缩)。此类“人工刺激”的其他示例可能涉及机械诱导的去极化(例如,物理拉伸或压缩神经,诸如用组织牵开器),热诱导的去极化(例如,通过超声烧灼),或化学诱导的去极化(例如,通过将化学试剂施加到围绕神经的组织)。

[0027] 在人工诱导的神经肌肉响应期间,由人工去极化的神经支配的肌肉可物理地收缩或松弛(即,机械响应)并且/或者整个肌肉的电势可被改变。机械响应可主要沿着肌肉的纵向方向(即,与肌肉的组成纤维对齐的方向)发生,但还可导致肌肉在侧向方向上的相应肿胀/松弛(对于大多数骨骼肌肉,该方向可基本上垂直于皮肤)。在人工诱导的机械肌肉响应期间,肌肉的这种局部运动可相对于肌肉处于非刺激状态时的位置进行测量。

[0028] 神经监测系统10通常可包括主机系统20和感测装置30,它们可协作以检测肌肉对由刺激器40提供的刺激42的神经肌肉响应。如图2示意性所示,主机系统20可包括:一个或多个输入装置22,该一个或多个输入装置操作用来从外科医生接收信息;一个或多个输出装置24,该一个或多个输出装置操作用来向外科医生传输警报或提供信息反馈;通信电路26,该通信电路操作用来与感测装置30通信;以及处理器28,该处理器操作用来至少管理输入装置22、输出装置24与通信电路26之间的信息流。

[0029] 通常,一个或多个输入装置22可包括键盘、鼠标和/或设置有触摸屏显示器的数字化仪。这些装置可接收术前病例信息,或者可允许外科医生在手术之前或期间改变各种术

中参数、警报限制或其他病例信息。在一些实施方案中,刺激器40和/或脚踏开关44可向主机系统20提供附加输入。该输入可以是指示刺激的传递和/或量值的模拟或数字信号的形式。输出装置24可包括例如视觉显示器诸如LED/LCD显示器、一个或多个指示灯,或能够向外科医生提供听觉警报的扬声器。

[0030] 感测装置30是系统10的一部分,该部分直接接触受检者14并且至少负责感测/检测受检者14的神经肌肉响应。感测装置30包括:载体材料32,该载体材料操作用来被固定到受检者14;以及多个神经肌肉传感器34,该多个神经肌肉传感器与载体材料32耦合,并且各自操作用来监测受检者14的不同肌肉群的神经肌肉响应。感测装置30还可包括:通信电路36,该通信电路操作用来与主机系统20的通信电路26进行数字通信;以及本地处理器38,该本地处理器与多个神经肌肉传感器34并且与通信电路36通信。通常,与本系统10一起使用的处理器(例如,处理器28、38)可各自体现为一个或多个数字计算机、数据处理装置和/或数字信号处理器(DSP),其可能具有一个或多个微控制器或中央处理单元(CPU)、只读存储器(ROM)、随机存取存储器(RAM)、电可擦除可编程只读存储器(EEPROM)、高速时钟、模数(A/D)电路、数模(D/A)电路、输入/输出(I/O)电路、和/或信号调节和缓冲电子设备。

[0031] 虽然感测装置30和载体材料32的具体性质可基于手术部位的位置和外科手术的性质而变化,但在许多情况下,载体材料32可类似于固定在受检者的肢体周围的袖带或套筒。此类设计可例如适用于脊柱手术,其中已知在手术部位内存在的神经支配手臂或腿部的周边肌肉。

[0032] 在一些实施方案中,载体材料32可以是在外科应用中已经常见的单独的治疗或诊断装置。例如,在涉及L2-S1椎骨中的一个或多个的脊柱手术中,已知支配腿部肌肉的神经根可能位于手术区域内。然而,在此类手术期间,通常在受检者的腿部和脚部周围提供压缩型抗栓塞长袜(阻止血栓栓塞(“TED”)软管),以阻止血栓形成。因此,在一个实施方案中,载体材料32可以是被配置为在穿着时向受检者的腿部施加压缩力的弹性套筒/长袜,从而消除了对单独的TED软管的需要。对受检者的此类压缩本身可表现为载体材料本身的弹性张力/应变(也称为“张力配合”)。在脊柱上较高位置执行的外科手术中,载体材料32可包括例如在受检者的手臂周围穿着的血压袖带(或者可包括与标准血压袖带功能相似的功能)。在这些示例中,载体材料32起到除专用神经肌肉感测装置功能之外的功能,并且因此在术前准备和计划中提供效率,同时还允许监测对有时拥挤的肢体的触及。

[0033] 从感测装置30的角度来看,载体材料的主要目的是保持神经肌肉传感器34与受检者的皮肤相对稳定地接触。虽然本发明的技术在肌电图(EMG)中具有有益的用途(即,通过确保针电极牢固地保持在肌肉中的相对位置,而没有太大的掉落风险),但当神经肌肉传感器34被配置为监测各个肌肉的机械响应,或至少能够检测到重力的静态力时,最佳地实现了装置30的全部功能。因此,虽然在一个实施方案中,神经肌肉传感器34是或包括EMG电极,但在一个更优选的实施方案中,神经肌肉传感器34各自包括操作用来监测直接相邻肌肉群的机械响应的相应机械传感器50(诸如图2所示)。

[0034] 在各种实施方案中,每个神经肌肉传感器34中的机械传感器50可包括例如应变仪、压力/力换能器、位置编码器、加速度计、压电材料、或者可将物理运动转换成可变电信号的任何其他换能器或换能器组合。如下文将讨论的,在特定实施方案中,包括能够测量重力方向的加速度计或其他传感器可实现对于其他传感器诸如电极、应变仪或压力映射网/

膜(例如,基于监测电势、接触压力、张力或局部挠曲而工作的传感器)可以是不可能的诊断。在其中基于压力、张力或挠曲的机械传感器最适于监测神经肌肉响应的一些实施方案中,还可包括加速度计以用于辅助诊断目的。

[0035] 如上所述,系统10还可包括能够在受检者14的体内治疗区域12内选择性地提供刺激42的一个或多个细长医疗器械40(即,刺激器40)。例如,在一种配置中,细长医疗器械40可以包括具有设置在远端部分上的电极48的探针46(例如,球尖探针、k线或针)。电极48可以在用户/医师的请求下或者在处理器28的命令下被选择性地通电,以向受检者的体内组织提供电刺激42。在其他配置中,细长医疗器械40可以包括扩张器、牵开器、夹子、烧灼探针、椎弓根螺钉或可用于侵入式医疗手术的任何其他医疗器械。无论何种器械,如果预期的人工刺激是电流,则器械40可以包括可选择性通电的电极48,其设置在器械的一部分处,该部分旨在用于在手术期间接触体内治疗区域12内的组织。

[0036] 在外科手术期间,用户/外科医生可以选择性地将刺激施用于治疗区域12内的体内组织以识别一个或多个神经束或纤维的存在。对于电刺激42,用户/外科医生可以例如在按压与主机系统20通信的按钮或脚踏开关44时施用刺激。电刺激42可以是例如周期性刺激,该周期性刺激包括以小于约10Hz,或约1Hz至约5Hz,并且优选地介于约2Hz和约4Hz之间的频率提供的多个连续离散脉冲(例如,步进脉冲)。每个脉冲可具有在约50 μ s至约400 μ s范围内的脉冲宽度。在其他示例中,离散脉冲可具有在约50 μ s至约200 μ s范围内,或者在约75 μ s至约125 μ s范围内的脉冲宽度。另外,在一些实施方案中,每个脉冲的电流幅度可以是独立可控的。

[0037] 如果神经在电极48的预定距离内延伸,电刺激42可导致神经去极化,从而导致由神经支配的肌肉的机械性抽搐(即,人工诱导的机械肌肉响应)。通常,响应/抽搐的量值可与电极和神经之间的距离、电刺激和接地贴片之间的阻抗以及刺激电流的量值直接相关。在一种配置中,给定已知的刺激量值和所测量的机械肌肉响应,处理器28可采用查找表来提供电极与神经之间的近似距离。

[0038] 如上所述,每个机械传感器50可以被具体地配置为监测受检者14的相邻肌肉群的局部机械运动。响应于该感测的运动,每个相应的机械传感器50可生成与相邻肌肉的感测的机械运动、力和/或响应对应的机械肌动描记术(MMG)输出信号52。MMG输出信号52可以是数字或模拟信号,并且传感器50还可包括经由有线或无线通信可向处理器38传输MMG输出信号52(或其合适表示)所需的任何通信电路或本地处理电路54。在一些实施方案中,传感器34还可包括本地警报能力,诸如可在本地处理电路54或本地处理器38的方向上操作的照明模块56或听觉警报模块。

[0039] 感测装置30的通信电路36可通过任何合适的有线或无线通信方式与主机系统20的通信电路26进行数字通信。相应电路26、36可允许单向或双向通信,并且可部分地根据在手术期间同时使用的感测装置30的数量来选择(注意到许多蓝牙协议需要点对点配对)。合适的有线协议包括I2C、CAN、TCP/IP,而合适的无线协议包括IEEE 802.11、蓝牙、ZigBee、NFC、RFID等。

[0040] 以下对感测装置30的设置和操作的描述将相对于腰椎手术进行,其中感测装置30设置在受检者14的腿部上。应当理解,具体性质的手术是例示性的,并且不应被理解为限制性的。以下操作原理可类似地适用于其他手术,诸如在颈椎上执行的脊柱手术(例如,C5-

T1—使用设置在受检者的手臂上的传感装置)或其他此类手术。

[0041] 图3示意性地示出可在腰椎上执行外科手术期间使用的感测装置30的一个实施方案。如图所示,载体材料32可以是操作用来维持围绕受检者的腿部的弹性张力配合的套筒。感测装置30包括嵌入载体材料32内或以其他方式直接耦合到该载体材料的多个神经肌肉传感器34。每个传感器34定位在载体材料32上,使得该传感器可监测腿部的不同肌肉群的响应。例如,第一传感器60可位于大腿的前部部分上,使得当套筒正确地定位在受检者的腿部上时,该第一传感器大致居中位于股外侧肌或股内侧肌的上方/外侧。第二传感器62可位于大腿的后部部分上,使得当套筒正确地定位在受检者的腿部上时,该第二传感器大致居中位于股二头肌的上方/外侧。第三传感器64可位于小腿的前外侧部分上,使得当套筒正确地定位在受检者的腿部上时,该第三传感器大致居中位于胫骨前肌的上方/外侧。最后,当一些手术在脊柱的较低位置进行时,第四传感器66可位于小腿的后部部分上,使得当套筒正确地定位在受检者的腿部上时,该第四传感器大致居中位于腓肠肌的上方/外侧。

[0042] 为了帮助医务人员实现套筒在受检者的腿部上的正确对齐,载体材料32可包括可由其快速识别相对取向的一个或多个对齐标记68。这些标记68可包括解剖标记物,诸如用于髌骨或踝骨的指示或孔、与其他设备对齐的标记、与解剖参考平面对齐的标记等。在一个实施方案中,标记68可包括沿着长袜/套筒的大部分长度和/或在沿着肢体的长度的某些解剖路径点处延伸的线,诸如图3所示。在该实施方案中,一条或多条线可提供快速视觉参考以确定套筒的总体相对取向,同时还要求注意任何局部扭曲。

[0043] 在一些实施方案中,处理器38可被配置为使用机械传感器50中的一个或多个来确定感测装置30是否被放置在用于给定手术的正确肢体上并且/或者相对于该肢体以正确取向放置。在一般意义上,这种肢体/取向检测功能依赖于对手术性质的理解以及对作用于传感器50上的重力的静态力的理解。

[0044] 图4示意性地示出可由处理器38执行的一种或多种肢体/取向算法70的实施方案。应当指出的是,虽然以下电子处理技术和/或算法中的许多被描述为经由本地传感器装置处理器38执行,但除非另外指明,否则在一个或多个实施方案中,这些技术中的每一种或任一种可由主机处理器28代替传感器装置处理器38执行,或通过处理器28、38的组合来执行。换句话讲,虽然在一些情况下,有利的是直接在装置上执行某些处理(例如,为了最小化必须传输至主机系统20的数据的量或分辨率),但是在许多情况下,哪个处理器执行该技术基本上是无紧要的,并且因此处理器28、38应该被视为同一处理器的扩展,除非分离是算法的重要方面。

[0045] 如图4所示,肢体/取向算法70开始于处理器38在72处接收手术的性质的指示。该指示可包括例如手术区域内的椎骨或神经根的指示、可由这些神经根支配的肌肉群的指示、受检者的身体的将执行手术的侧的指示、所用麻醉类型的指示和/或在手术期间受检者的预期姿势的指示。在一些实施方案中,该信息的任一个或全部可由外科医生或由医务人员经由与主机系统20相关联的输入装置22手动输入。在其他实施方案中,指示可从电子医疗记录或其他先前存储的手术记录下载。

[0046] 在该初始设置阶段期间,感测装置30也可固定在受检者14的肢体的一部分周围(在74处)。在该步骤中,优选的是,神经肌肉传感器34/机械传感器50各自被定位成接触或紧邻不同肌肉群上方的皮肤。这样,如果存在下层肌肉群的运动/响应,则相邻的传感器50

也将经历并检测到该运动。在该过程期间,任何所提供的对齐标记68都应用于帮助将装置30围绕肢体正确取向。

[0047] 多个传感器50中的每一个可在76处通电,之后它们可开始产生与任何感测的运动或力对应的一个或多个MMG输出信号52。该步骤可涉及例如将感测装置插入电源中、拨动开关(物理或软件方式)或将隔片从电池盒中牵拉出。

[0048] 一旦通电并且就位,处理器38便可执行取向诊断算法78和/或肢体验证算法80中的一者或两者,以确保装置30被正确定位并且能够在诱导的肌肉响应发生时对其进行监测。在一般意义上,取向诊断算法78可操作用来警告外科团队感测装置是否可能相对于受检者14不正确地取向。同样,肢体验证算法80可警告外科团队感测装置30是否可能定位在受检者的身体的与预期相对的侧上。每个确定通常可取决于重力100的力的方向(如图5A和图5B所示),如由一个或多个神经肌肉传感器34随附的加速度计(或其他静态力传感器)测量的。

[0049] 取向诊断算法78可通过确定感测装置30围绕肢体的实际取向在82处开始。如图5A和图5B示意性所示,感测装置30的取向可通过检查一个或多个MMG输出信号52的静态分量(即,其中静态分量代表重力100的力)在全局坐标系中确定。由于受检者之间解剖结构的变化,可能有必要对多个这些静态重力矢量100求平均以确定平均地面方向。更具体地,由于每个传感器34通常将与受检者的皮肤齐平放置,因此身体的曲率可将每个传感器定位在不同的绝对取向上。通过知道每个传感器在载体材料的圆周周围的相对定位,传感器中的每一个的这些绝对取向允许处理器随后确定装置30的绝对取向。

[0050] 如可以理解的,MMG输出信号52可将合成重力矢量100表示为在多个正交轴上感测的静态力的总和。通过将感测轴线取向为使得第一轴线垂直于皮肤,第二轴线平行于肢体的纵向轴线,而最后一条轴线与肢体的圆周相切,可简化计算。在执行取向确定时,处理器38可省略在平行于肢体/套筒的纵向轴线的轴线上测量的任何静态重力分量。这样做将使取向分析聚焦于感测装置30围绕肢体的相对旋转而不是对于装置取向目的而言不太相关的肢体抬高。

[0051] 再次参考图4,一旦在82处确定装置30的全局取向,则该取向可与装置30的正确或预期取向(在84处)进行比较。假设受检者14处于可经由手术性质(在72处)指示的姿势,则如果所确定的取向在预期取向的预定角公差内时,应当认为装置30的相对取向是正确的。在一些实施方案中,取向确定(在82处)和比较(在84处)可在沿着装置30的多个位置(例如,大腿周围的一个位置—股肌/二头肌;以及小腿周围的一个位置—胫骨肌/腓肠肌)处单独发生。这可允许处理器38识别任何局部扭曲。

[0052] 如果感测装置30的当前取向与预期取向不匹配(在可接受的公差内),则可提供警报(在86处)。在86处的警报可包括例如经由主机系统20的输出装置24提供的视觉或听觉警报,或者在一些实施方案中,可包括直接从感测装置30提供以指示未对齐的光或声音。例如,在一个实施方案中,设置在每个传感器34上的照明模块56(诸如图2所示)可在传感器未对齐的情况下照亮第一颜色,并且在传感器正确对齐的情况下照亮第二颜色(即,如果单个重力矢量超出预期航向的公差)。同样,在一些实施方案中,光可与处理器38本身相关联,并且用于指示平均取向是否超出预期取向的公差。

[0053] 再次参考图4,处理器38还可被配置为执行肢体验证算法80以确定感测装置30是

否位于正确的肢体上。肢体放置不正确,可能是在设置期间注意力不集中的结果,或者是例如左右传感器装置倒置的结果。肢体验证算法80依赖于以下事实:人体解剖结构通常在身体的平分矢状平面上被镜像,然而,肢体解剖结构通常不关于肢体的平分矢状平面对称。例如,图6大体示出受检者的通过胫骨前肌106截取的左腿102和右腿104的横截面。如图所示,如果将具有传感器108的传感器装置30无意地放置在右腿104而不是左腿102上(在108'处示出的无意定位),则传感器108'将位于腿部的内侧110而不是外侧112上。由于前小腿的内侧110和外侧112具有不同的表面几何形状(即,关于肢体的平分矢状平面114不对称),因此如果感测装置被放置在不正确的肢体上,则传感器108'将对皮肤采取不同的角度取向。因此,在一些实施方案中,肢体验证算法80可利用肢体的不对称性来标记处于意外的局部取向的传感器。

[0054] 如图4所示,肢体验证算法80可开始于确定(在88处)传感器34的取向,该传感器既偏离肢体的平分矢状平面114,又设置在解剖结构的一部分上,该部分关于该平分矢状平面对称。与取向诊断算法78一样,传感器的局部取向可通过检查MMG输出信号52的静态分量来确定,该静态分量指示重力100的力。

[0055] 然后处理器38可将该确定的传感器取向与预期的传感器取向(在90处)进行比较,以确定感测装置是否可能位于正确的肢体上。该比较可能需要以下中的一项或两项:确定传感器取向是否在预期取向的预定角度公差内;或者估计传感器定位在正确的肢体上以及定位在不正确的肢体上的取向,并且然后确定实际取向更靠近一个还是另一个。在一些实施方案中,(对于算法78、80两者而言)预期的传感器取向可说明受检者的体重变化(例如,经由身体质量指数值)并且/或者说明受检者的肢体的实际周长的变化。

[0056] 如果所确定的传感器取向在预期航向的预定公差之外并且/或者如果比起正确的肢体它更接近于不正确肢体上的取向,则处理器38可提供警报(在92处)以要求注意潜在的不正确定位。类似于在86处提供的取向警报,肢体放置警报可由主机系统20或者由与感测装置30相关联的一个或多个灯或扬声器提供。

[0057] 通常,取向检测算法78对于通常径向对称和/或没有针对受检者的脚部的规定的压缩套筒可能是最有用的。无论装置的对称性如何,肢体验证都是有用的,尽管一旦装置被正确取向,就执行肢体验证算法80是优选的(尽管不是严格必要的)。

[0058] 一旦感测装置正确地定位在受检者14上,系统10便通常可通过经由刺激器40将刺激42施加到受检者14的体内处理区域12,并且然后监测所得的神经肌肉活性以确定人工诱导的肌肉响应的存在来操作。因为大部分神经检测的关键在于对肌肉响应的感测,所以可能有利的是系统10首先了解在开始手术之前肌肉可能能够产生的响应的类型和/或量值。对于具有糖尿病或神经退行性疾病史、具有皮下脂肪过多(这可抑制响应或以其他方式使传感器的精确放置复杂化)或具有肌肉张力/调理普遍缺乏的受检者,了解受检者的特定响应特征可能特别有用。在一些实施方案中,这些术前肌肉诊断的结果可用于将未来响应缩放为最大可能响应的百分比,大致理解诱发响应所需的最小刺激,并且/或者理解肌肉响应的量值可如何根据所施加的刺激变化。

[0059] 为了执行术前肌肉诊断,感测装置30可包括至少一对透皮表面电极120(示于图3中),该至少一对透皮表面电极操作用来向受检者14的皮肤施加电刺激。在一个实施方案中,这些表面电极120可与载体材料32耦合,使得当载体材料32固定在受检者的肢体周围

时,这些表面电极与受检者的外部皮肤表面直接接触。在一些实施方案中,表面电极120可包括可形成相应电极120的皮肤接触表面的导电凝胶。在一种配置中,电极120可以双极方式工作,并且可直接设置在肌肉上,使得任何施用的电刺激引起肌肉组织的直接响应。然而,在另一个实施方案中,电极120(例如,双极电极)可被放置成与肌肉稍微分开,但直接放置在支配肌肉的神经上。例如,在涉及腰椎的手术中,可将电极120直接放置在股神经上,该股神经支配股外侧肌。测试肌肉对施加到支配神经的刺激的潜在响应可使人们深入了解例如脊柱撞击下游的肌肉和神经两者的健康状况。

[0060] 图7和图8示意性地示出用于使用设置有感测装置30的透皮刺激电极120的两种方法122、132。如图7所示,在一种配置中,处理器38可使用所提供的电极120(在124处)将电刺激直接施用到肢体。在一个实施方案中,该刺激可以是募集相邻肌肉群中的每条肌肉纤维以收缩的超大刺激。然后,处理器38可(在126处)接收来自相邻的机械传感器50的MMG输出信号52,该MMG输出信号代表肌肉群对施用的刺激的超大机械响应。最后,一旦已知最大可能响应,则肌肉的任何/所有未来响应(例如,响应于由术中刺激器40提供的后续刺激42)可根据对施用的超大响应(在128处)的该响应来缩放。

[0061] 在该方法122的变型中,处理器38可在一段时间内提供多个次最大电刺激,其中每个次最大刺激具有不同的电流量值。通过监测对每个次最大刺激的响应,处理器38随后可形成响应灵敏度曲线,该响应灵敏度曲线反映随透皮刺激电流变化的肌肉响应。虽然透皮电流与响应量值之间的数值关系可能不直接适用于在身体内提供的刺激(即,除非在测试之前测量了皮肤的阻抗),但是灵敏度曲线的形状可能是相关的,并且用于缩放系统对刺激量值、响应量值和刺激与神经之间的距离之间的关系的预先存在的理解(即,响应曲线的形状可用于调节术中关系的衰减速率,以在给定受检者的自身的神经肌肉解剖结构的情况下实现更好的拟合)。

[0062] 图8示出了方法132,其中一对电极120用于提供四联刺激,由该四联刺激可确定受检者14是否已被施用包括麻痹剂或神经肌肉阻断剂的麻醉剂。此类试剂改变/抑制运动神经正确传输神经冲动的能力,这可能会损害系统的神经检测能力的可靠性。如图所示,方法132开始于经由透皮电极120(在134处)施用四个连续电刺激。处理器38然后可(在136处)接收来自相邻的机械传感器50的MMG输出信号52,其中输出信号52代表肌肉群对每个施用的刺激的机械响应。

[0063] 在第四响应接收之后,处理器38可(在138处)计算四联比率。四联比率被计算为响应于第四施用的电刺激的MMG输出信号52的幅度与响应于第一施用的电刺激的MMG输出信号52的幅度的比率。然后处理器38可将该确定的四联比率与预定阈值(在140处)进行比较,并且如果该比率低于预定阈值,则可(在142处)向用户提供警报。类似于上文讨论的取向和肢体警报,神经阻滞警报可由主机系统20或者由与感测装置30相关联的一个或多个灯或扬声器提供。

[0064] 应当理解,虽然四联分析在麻醉监测领域中是熟知的,但是本系统10将该功能/诊断均整合到现有的传感器装置30中(即,改善了设置和传感器定位的效率),并且使用该输出来通知外科医生是否存在可能对系统10的性能或可靠性产生负面影响的麻醉剂。该功能的结合消除了对二次监测系统的需要,并且将该测试的结果用于麻醉领域之外的目的。此外,四联诊断的结合利用现有传感器34来最小化对冗余感测的需求。

[0065] 在神经肌肉传感器34是或包括机械传感器50的情况下,人工诱导的肌肉响应可在潜在无关的肢体运动(诸如与手术相关的运动、操作台的意外撞击或者其他此类环境或有意的机械噪声)的背景下发生。因此,为了正确分析MMG输出信号52并确定诱导的肌肉响应的发生和量值,可能期望的是对MMG输出信号52进行滤波以移除或衰减指示肢体的总体平移或旋转的信号内容。

[0066] 在一个实施方案中,感测装置30可借助于使多个机械传感器50通过载体材料32保持在肢体周围的不同位置来检测总体平移或旋转。更具体地,如果多个传感器50中的每一个输出相应的信号52,该信号在被共同观察时暗示协调的平移或旋转(即,全局运动而不是局部运动),则可以数字方式移除特定于该全局运动的任何信号内容。为了实现该运动检测,在一个实施方案中,每个传感器50可直接插入本地处理器38中,该本地处理器可及时(例如,通过使用时间戳、时钟同步或者其他缓冲或信号处理技术)协调接收的信号。然后,处理器38可检查MMG输出信号的集合,以识别传感器之间常见的或者以其他方式指示肢体的总体平移或旋转的任何运动。如果识别出任何此类运动,则可在系统执行任何进一步分析之前将其滤波、衰减或以其他方式从每个相应的输出信号52移除。

[0067] 在一些实施方案中,处理器38可通过将每个传感器读数映射到肢体的三维(虚拟)实体模型来执行这种总体运动抑制。该映射可通过理解传感器在装置30上的数量和相对位置,并且通过将实际感测的运动映射到肢体的虚拟实体模型上的对应点来实现。在一些实施方案中,处理器38可接收受检者的解剖结构的指示(例如,身体质量指数(BMI)、肢体周长或体脂百分比),以缩放虚拟实体模型的尺寸和假定弹性模量。然后可例如通过检查例如模型的质心或肢体的刚体图/表示的运动来从模型提取全局运动。

[0068] 在一些实施方案中,使用虚拟肢体模型不仅可通过检查模型本身的运动来实现总体运动检测,而且还可允许虚拟传感器点落在模型上,这可提供关于肢体如何响应/移动的更完整/更高分辨率的图片。然后,对肢体运动的这种更好的理解可在检测人工神经肌肉响应的发生和量值时实现更高的准确性,同时起到降低系统的总体噪底的作用。

[0069] 在一些实施方案中,系统10可被配置为自动执行一个或多个信号处理算法或方法(即,经由处理器28和/或38)以确定由感测装置30感测的机械运动是否代表人工诱导的机械肌肉响应,或者它仅仅是受检者预期的肌肉运动和/或环境引起的运动。这些处理算法可以被体现为软件或固件,并且可以本地存储在处理器28、38上,或者可以由处理器28、38容易地评估。

[0070] 图9总体上示出了MMG输出信号52的曲线图180,该MMG输出信号可响应于靠近神经提供的周期性电刺激42而由一个传感器34输出。应当指出的是,为了进行示意性的说明,提供了曲线图180,以示出对以约3Hz的刺激频率提供的周期性刺激的广义肌肉响应。如图所示,MMG输出信号52具有随时间186变化的幅度184并且包括多个通常离散的收缩事件188。每个收缩事件188可包括例如初始响应190(例如,M波)和多个随后的峰/谷192(例如,H反射)。

[0071] 图10提供了图9的第一事件188的放大视图。除了MMG输出信号52的曲线图180之外,图10还包括代表两个连续刺激196、198的曲线图194。如通常所示,第一刺激196可由刺激器40从第一时间 T_1 开始提供。第二连续刺激可由刺激器40从第二时间 T_2 开始提供。 T_1 与 T_2 之间的时间200的长度也可被视为周期性刺激42的周期200。该周期200通常可介于约100ms

和1000ms之间,或更通常地介于约250ms和约500ms之间。在第一刺激196之后的时间200的长度内,可能存在较窄的时间窗口,在该时间窗口中,最有可能响应于第一刺激196发生肌肉事件188(即,“响应窗口202”)。响应窗口202通常在 T_1 上或之后的时间 T_3 处开始,并且可以代表可预期肌肉对刺激的响应的最早时间。同样,响应窗口202通常在下一刺激198开始之前的时间 T_4 处结束,并且如果要发生初始响应190,则该时间提供从 T_3 开始的足够长的时间段以包括至少整个初始响应。

[0072] T_1 与 T_3 之间的偏移204(如果存在的话)将是最小的,因为刺激与初始肌肉响应190之间的延迟仅受神经信号传播速度、神经长度和肌肉响应于神经信号实际收缩的动力学的限制。在大多数患者中,运动神经通常可在约40m/s和约80m/s之间传导,这可能导致在肌肉收缩开始之前延迟约5-20ms。在一些实施方案中,响应窗口202的开始时间 T_3 可通过考虑患者的特定属性来进一步细化,诸如身体质量指数(BMI)、糖尿病、神经病变、退化性神经疾病或已知影响神经传导速度和/或肌肉响应的其他此类因素。

[0073] 通常可选择周期200内的 T_4 的相对位置,使得如果肌肉事件188响应于第一刺激196而发生,则与该事件相关的足够量的信息将落入响应窗口202内,以将其适当地分类为诱导/诱发的肌肉响应。该后限通常可取决于 T_1 与肌肉响应的初始开始和/或峰值之间的时间206的量,以及事件188的预期持续时间。从临床角度来看,最重要的是选择 T_3 和 T_4 来捕获响应窗口202内的至少初始M波响应190。类似于 T_3 , T_4 相对于 T_1 的偏移可通过考虑患者的特定属性来进一步细化,诸如身体质量指数(BMI)、糖尿病、神经病变、退化性神经疾病、肌肉疲劳或已知影响神经传导速度和/或肌肉响应的其他此类因素。

[0074] 如果一些肌肉事件发生在预期的响应窗口202之外,则在刺激之间的周期200内适当地调整响应窗口202的尺寸可使处理器能够立刻拒绝这些事件(或其他检测到的运动)。此类分析可针对每个传感器/传感器通道单独执行,作为对信号内容是否代表刺激诱导响应的阈值查询。例如,如果以2Hz的频率(500ms周期)对受检者施加周期性刺激,则可预期任何给定的脉冲都会在脉冲开始的约前100ms内引发响应(即,基于患者的健康状况略有差异)。如果在周期200的后400ms中检测到了据称的肌肉事件188,则可以安全地假定所施加的刺激未引起该运动。

[0075] 使用这些假设,在一个实施方案中,处理器可被配置为仅对在响应窗口202内发生的感测的运动或候选肌肉事件(即,超出某个响应幅度阈值或者具有指示诱导响应的一些其他时域或频域特征的肌肉响应)执行信号处理算法。此类时间选通滤波器可减少必须分析的候选事件的总数,这可节省处理能力、改善处理速度并降低误报的可能性。如上所述,响应窗口的尺寸应被设定为使得 $T_1 \leq T_3 < T_4 < T_2$,然而,为了最好地实现处理改善,优选的是 $(T_4 - T_3) \leq (T_2 - T_1) / 2$ 。

[0076] 在一种配置中,处理器可通过与刺激器40进行数字通信以识别刺激42的定时(即,通过以数字方式指示刺激器40通电,或者通过接收刺激42已被施用的指示),或者通过更直接地向电极48提供电刺激能量来确定刺激的施用(即, T_1)。然而,在一些实施方案中,刺激器40可以是缺乏与感测装置30的任何直接连接或通信的独立装置。在此类实施方案中,感测装置30可仍然能够通过监测受检者的一个或多个电参数的变化来识别刺激的发生。更具体地,当向身体施加电刺激时,身体内的所有组织的电势可瞬间改变。当在肌电图环境中监测时,此类涌入通常被称为刺激伪影。虽然刺激伪影通常被视为负质量(即,它可能使肌电

图测量复杂化,并且潜在地模糊肌肉动作电位的变化),但是当与MMG一起使用时,刺激伪影可提供刺激已被施用的近乎实时的指示。

[0077] 因此,在一个实施方案中,诸如图3所示,与处理器38通信的电极120可用于监测受检者14的一个或多个电参数的目的,以识别电刺激42的发生。处理器38可通过识别监测的参数中的一个或多个的瞬时变化来进行这种识别,该监测的参数诸如电极之间的电压(即,刺激伪影的证据)。为了实现这种监测,电极120可包括皮肤施加的透皮电极和侵入式针电极的任何组合。例如,在一个实施方案中,一对电极120可包括保持与受检者14的皮肤接触的两个间隔的透皮电极。在另一个实施方案中,一对电极120可包括延伸穿过皮肤的一个针电极,以及一个透皮电极。最后,在一个实施方案中,一对电极120可包括两个间隔的针电极。

[0078] 在一些实施方案中,如果多个传感器中的任一个传感器在响应窗口内经历运动或候选事件,则处理器可被配置为对感测的运动或候选肌肉事件执行信号处理算法。例如,每个传感器通道上的MMG输出信号可被记录在滑动窗口/圆形缓冲器中,直到任何一个通道经历可能是肌肉响应特征的运动。此时,可将每个通道的圆形缓冲器和/或任何随后接收的信号存储在分析缓冲器中,其中可单独地或共同地对它们进行分析,以确定候选运动是否代表人工诱导的肌肉响应。

[0079] 在一些实施方案中,用于识别诱导响应的信号处理算法可涉及一种或多种模拟检测技术,诸如例如在2013年1月1日发布的美国专利8,343,065('065专利)中描述的,该专利以引用方式全文并入,以及/或者一种或多种数字检测技术,诸如例如在2013年8月13日提交的US 2015/0051506('506申请)中描述的,该专利也以引用方式全文并入。在模拟技术中,处理器可在模拟/时域中检查MMG输出信号52的一个或多个方面,以确定感测的响应是否为肌肉对刺激的人工诱导响应。这些模拟方面可包括例如加速度的时间导数或M波/初始响应190的最大幅度。

[0080] 在数字环境中,诸如在'503申请中描述的,处理器可将MMG输出信号的频率分量(即,在频域中)与所施加刺激的频率进行比较,以确定感测的肌肉响应和/或“事件”是否由所施加的刺激引起。通过仅考虑在参考窗口202内发生的事件或肌肉活动和/或通过应用信号处理算法之前积极地滤波/衰减或忽略响应窗口202外部的信号,可使此类技术变得更稳健。

[0081] 在一些实施方案中,信号处理算法可包括一个或多个监督学习算法,该一个或多个监督学习算法操作用来将任何感测的运动分类成多个分类中的一个,该多个分类至少包括该运动代表还是不代表肌肉的人工诱导的机械响应。两种分类都可在手术期间为进行操作的外科医生提供有价值的信息。肯定地检测到响应会通知外科医生神经靠近刺激器/工具并谨慎地进行。相反地,确定没有发生诱导响应,特别是如果提供刺激的话,则通知外科医生不存在神经并且他们可以其正常方式继续进行。

[0082] 在一般意义上,监督学习算法是尝试使用关于先前样本进行的观察及其已知分类来对当前样本进行分类的算法。更具体地,该算法尝试构建和/或优化能够识别训练输入与训练输出之间的关系或模式的模型,并且然后该算法使用该模型来预测给定新样本下的输出分类。可采用的监督学习算法的示例包括神经网络、支持向量机、逻辑回归、朴素贝叶斯分类器、决策树、随机森林、或其他此类技术或技术集合。

[0083] 图11示意性地示出了可用于将MMG输出信号52的一个或多个当前样本212分类成二进制分类(即,人工诱导的肌肉响应214、或非人工诱导的响应216)的监督学习算法210的实施方案。尽管监督学习算法210当然可以在逐个传感器的基础上应用(这可能有助于对来自任何一个传感器通道的输出进行分类),但在一个实施方案中,算法210可以共同地(例如,在如上所述的分析缓冲器内)考虑来自多个传感器34的MMG输出信号52。此类策略可以认识到,借助于波传播并且/或者经由肢体本身的动力学,在肢体的第一侧上的肌肉响应可以在与该肌肉分开定位的一个或多个传感器中引起可检测到的响应。此外,神经根和神经束通常用于支配多个肌肉群,尽管每个程度不同。因此,检测所诱导的神经去极化的一种方式检查受刺激的神经所支配的所有肌肉的协调响应。此类多通道分析通常非常适用于监督学习算法。

[0084] 继续参考图11,处理器最初可根据一个或多个模拟特征218、频率特征220和/或时间序列/图像特征222来表征一个或多个MMG输出信号52/样本212和/或任何识别的肌肉运动。然后,处理器可使用基于多个预分类的训练样本226构造和/或优化的模型224来进行知悉的分类,该分类最小化已建立的误差函数或最大化准确预测的概率。

[0085] 在一个实施方案中,一个或多个模拟特征218可包括例如最大/最小加速度幅度、最大/最小速度幅度、加速度的时间导数、信号上升时间、或曲线拟合系数。同样,一个或多个频率特征220可包括例如FFT系数、峰值频率、峰值频率量值、谐波频率、或频率下降。最终,时间序列/图像特征222可包括MMG输出52随时间推移的图表的快照(类似于图10中所示的图)。一般来讲,如在'065专利和'506申请中讨论的,人工诱导的肌肉响应具有非诱导响应没有的某些模拟和频率特征。这样,监督学习算法210可总体上对这些特征218、220进行建模,以便于以更大的准确度来预测肌肉事件的性质。此外,在一些情况下,诱导响应的视觉属性可告知的模式比任何一个参数或参数集合所告知的模式更为完整。这样,在一个实施方案中,监督学习算法210可包括基于图像的分类器,该分类器可基于与其他先前识别的诱导响应的视觉相似性来尝试对肌肉响应进行分类。

[0086] 在一些实施方案中,监督学习算法210可采用集合方法来生成输出分类。在此类方法中,模型224可包括可根据加权/成本计算公式组合以提供改善的冗余/投票的多个不同模型/方法。在另一个实施方案中,集合方法可以使用一个或多个方法/模型的输出作为另一个模型的输入。例如,在'065专利和/或'506申请中讨论的基于模拟和/或频率的检测技术可输出所讨论的事件代表诱导响应的概率或可能性。然后,这些估计值可作为另一输入馈送到例如监督学习算法中(即,其中监督学习算法可理解预定算法是可信的还是不可信的情况)。在另一个实施方案中,包括任何监督学习算法的每个模型可馈送到可基于各种模型的结果输出二进制响应或概率的单独算法中。该方法可使用投票算法、概率组合和/或单独监督学习算法以基于每个组成模型的预测来提供输出。

[0087] 除了简单地检测人工诱导的肌肉响应之外,在一个实施方案中,处理器还可被配置为检查所提供的刺激与由该刺激诱导的肌肉响应之间的定时。如果该定时变化超过阈值量,则处理器28可向用户提供警报,以指示支配响应肌肉的神经的健康状况的变化。作为一般前提,健康神经的神经传导速度和/或肌肉响应延迟应比受伤或受冲击神经的神经传导速度和/或肌肉响应延迟短。

[0088] 因此,如图12中大体所示,在一个实施方案中,处理器可被配置为识别发生在第一

响应窗口254内的第一肌肉事件252的时间250。第一肌肉事件252由在第一时间258处开始的第一刺激256诱导。如通常所示,肌肉事件包括具有峰值量值262的初始M波响应260,随后是诸如H反射的稍后响应264。处理器可被配置为确定肌肉事件252的第一时间256与时间250之间的第一响应延迟266。尽管在哪里记录刺激时间并不重要,但在测量之间一致地记录延迟266非常重要。这样,记录刺激时间的最佳时间是在上升沿或下降沿处,并且记录事件时间的最佳时间是在最大峰值处(即,因为容易实现峰值检测技术)。

[0089] 一旦通过计算单个延迟或许多连续计算的延迟的平均值建立了基线延迟,则可以类似方式计算未来延迟(例如,后续延迟268),并将其与基线进行比较。更具体地,处理器可被配置为在由刺激器提供的后续刺激276之后在第二响应窗口274内识别第二肌肉事件272的时间270。处理器可确定刺激276与第二肌肉事件272之间的响应延迟268,并且然后,如果第二响应延迟268与基线延迟的差异大于预定阈值量,则处理器可提供警报,该预定阈值量被设定为指示有意义的神经健康改善或有意义的神经受损。附加地或另选地,系统10可显示将神经传导速度和/或肌肉响应延迟与根据该患者测量的基线水平或者与标准或预期速度/延迟进行比较的恒定读数,可由该标准或预期速度/延迟测量整个手术中的变化。

[0090] 在另一个实施方案中,可通过监测由共同神经根支配的肌肉群中的响应之间的时间差异来计算神经传导速度。例如,L4神经根可支配股外侧肌和胫骨前肌两者。由于这些肌肉沿着腿的长度以一定距离分开,可以预期,胫骨前肌应以轻微的相位延迟响应。通过本地处理这些信号,可能能够检测到该延迟,并确定两个肌肉之间的神经的至少一部分的NCV,这可以提供对神经系统的总体健康的洞察(即,因为这两个肌肉之间不太可能发生可能会影响传导速度的任何冲击)。

[0091] 除用作独立的或手持式的神经监测设备之外,本发明的神经监测系统10和所描述的人工诱导的机械肌肉响应检测算法(如在方法210内描述的)可以由机器人外科系统使用,诸如在2014年10月7日发布的标题为“ROBOTIC SURGICAL SYSTEM WITH MECHANOMYOGRAPHY FEEDBACK”的美国专利8,855,622中描述的,该专利的在本文中所提及的全部公开内容及其全文以引用方式并入。在此类系统中,如果检测到人工诱导的机械肌肉响应,则上述神经监测系统10可用于向机器人外科系统提供一个或多个控制信号。在此类实施方案中,上文所述的一个或多个细长医疗器械46可由机器人控制器以高达6或更大的自由度/运动度机器人式地控制。该器械可被配置为在机器人控制器的方向上在体内治疗区域内执行外科手术,并且可以上文所述的方式提供电刺激42。如果检测到人工诱导的机械肌肉响应,则神经监测系统10可指示机器人控制器(经由所提供的控制信号)限制细长医疗器械46的可用运动范围并且/或者防止端部执行器的致动,该端部执行器可设置在器械46上并由机器人控制器控制。

[0092] 尽管已经详细描述了用于进行本发明技术的最佳方式,但熟悉本技术所涉及的领域的技术人员将认识到在所附权利要求的范围内的各种替代设计和实施方案。旨在将以上描述中包含的或附图中示出的所有内容解释为仅是说明性的而非限制性的。

[0093] 在以下条款中进一步阐述了本公开的各种优点和特征:

[0094] 条款1:一种感测装置,该感测装置用于检测受检者的肢体内的人工诱导的神经肌肉响应,感测装置包括:载体材料,该载体材料操作用来被固定在肢体的一部分周围;多个机械传感器,该多个机械传感器与载体材料耦合,每个机械传感器定位在载体材料上,使得

该机械传感器操作用来监测肢体的不同肌肉群的机械响应,并且其中每个机械传感器生成与监测的机械响应对应的相应机械肌动描记术输出信号,并且能够由该机械肌动描记术输出信号检测肢体内的人工诱导的神经肌肉响应;以及通信电路,该通信电路与载体材料耦合并且与多个机械传感器中的每一个进行电子通信,通信电路操作用来将生成的机械肌动描记术输出信号中的一个或多个传输至主机系统。

[0095] 条款2:根据条款1所述的感测装置,其中载体材料是操作用来维持围绕受检者的肢体的弹性张力配合的套筒。

[0096] 条款3:根据条款2所述的感测装置,其中多个机械传感器包括定位在载体材料上的第一传感器,使得当载体材料以正确取向固定在肢体的一部分周围时,第一传感器直接邻近至少一个股内侧肌或股外侧肌并且操作用来监测至少一个股内侧肌或股外侧肌的机械响应;并且其中多个机械传感器包括定位在载体材料上的第二传感器,使得当载体材料以正确取向固定在肢体的一部分周围时,第二传感器直接邻近胫骨前肌并且操作用来监测胫骨前肌的机械响应。

[0097] 条款4:根据条款1至3中任一项所述的感测装置,还包括与多个机械传感器通信的处理器。

[0098] 条款5:根据条款4所述的感测装置,其中处理器被配置为:接收对要对受检者执行的手术的性质的指示,手术的性质指示受检者的身体的将执行手术的侧;接收至少一个机械肌动描记术输出信号;根据接收的机械肌动描记术输出信号的静态分量来识别肢体是右肢体还是左肢体;以及如果肢体不在受检者的身体的将执行手术的侧上,则提供警报。

[0099] 条款6:根据条款4至5中任一项所述的感测装置,其中处理器被配置为:在要对受检者执行的手术期间,接收受检者的预期姿势的指示,受检者的预期姿势指示在手术期间套筒的正确取向;接收至少一个机械肌动描记术输出信号;根据至少一个机械肌动描记术输出信号的静态分量来确定套筒的实际取向;以及如果套筒的实际取向与套筒的正确取向不匹配,则提供警报。

[0100] 条款7:根据条款4至6中任一项所述的感测装置,其中处理器与多个机械传感器和通信电路通信并且位于多个机械传感器与通信电路之间;并且处理器被配置为对机械肌动描记术输出信号中的每一个进行滤波以移除指示肢体的总体平移或旋转的信号内容。

[0101] 条款8:根据条款7所述的感测装置,其中处理器被配置为通过将来自多个传感器中的每一个传感器的感测的运动映射到虚拟肢体并且确定是否存在虚拟肢体的平移或旋转来识别指示肢体的总体平移或旋转的信号内容。

[0102] 条款9:根据条款4至8中任一项所述的感测装置,其中处理器被配置为:接收刺激已在受检者的除肢体之外的体内治疗区域内施用的指示;分析机械肌动描记术输出信号中的每一个,以确定刺激是否诱导了受检者的肢体内的肌肉群中的一条或多条的机械神经肌肉响应;以及如果确定刺激诱导了神经肌肉响应,则提供警报。

[0103] 条款10:根据条款9所述的感测装置,其中处理器被配置为在施用刺激之后仅分析响应窗口内的机械肌动描记术输出信号中的每一个。

[0104] 条款11:根据条款9至10中任一项所述的感测装置,其中处理器被配置为通过使用监督学习算法检查一个或多个接收的机械肌动描记术输出信号的一个或多个特征来确定刺激是否诱导了受检者的肢体内的肌肉群中的一条或多条的机械神经肌肉响应;并且其中

监督学习算法操作用来将响应窗口分类成多个分类中的一个,该多个分类包括:响应窗口代表诱导的神经肌肉响应;以及响应窗口不代表诱导的神经肌肉响应。

[0105] 条款12:根据条款9至11中任一项所述的感测装置,其中处理器对于感测装置而言是本地的并且附接到载体材料;并且其中通信电路操作用来仅在确定刺激诱导了神经肌肉响应时将生成的机械肌动描记术输出信号中的一个或多个传输至主机系统。

[0106] 条款13:根据条款9至12中任一项所述的感测装置,其中处理器还被配置为通过计算刺激与由刺激诱导的肌肉响应之间的时间延迟或通过计算来自共同神经支配的不同肌肉群的肌肉响应之间的时间延迟来确定神经传导速度。

[0107] 条款14:根据条款1至13中任一项所述的感测装置,还包括:一对表面电极,该一对表面电极与载体材料耦合,使得当载体材料固定在肢体的一部分周围时,该一对表面电极操作用来直接接触受检者的皮肤表面;以及处理器,该处理器与该一对表面电极电连通,处理器被配置为经由电极直接向肢体施用电刺激。

[0108] 条款15:根据条款14所述的感测装置,其中刺激是包括四个离散电脉冲的四联电刺激;处理器还被配置为:针对对四联电刺激的四个离散电脉冲中的每一个的机械响应,监测来自多个机械传感器中的一个的机械肌动描记术输出信号;根据监测的机械肌动描记术输出信号来计算四联比率,四联比率是响应于四个离散电脉冲中的第四个的机械肌动描记术输出信号的幅度与响应于四个离散电脉冲中的第一个的机械肌动描记术输出信号的幅度的比率;以及如果四联比率低于预定阈值,则提供指示神经肌肉阻滞的存在的警报。

[0109] 条款16:根据条款14至15中任一项所述的感测装置,其中刺激是超大刺激。

[0110] 条款17:根据条款16所述的感测装置,其中处理器操作用来:接收代表肌肉响应于施用的超大刺激的机械响应的机械肌动描记术输出信号;以及根据肌肉响应于施用的超大刺激的机械响应的量值来缩放机械肌动描记术输出信号中的一个或多个。

[0111] 条款18:根据条款1至17中任一项所述的感测装置,其中载体材料是抗栓塞长袜。

[0112] 条款19:根据条款18所述的感测装置,其中抗栓塞长袜包括一个或多个对齐标记,以指示长袜相对于肢体的正确取向。

[0113] 条款20:根据条款19所述的感测装置,其中对齐标记是沿着长袜的大部分长度延伸的线,该线操作用来指示当被受检者穿着时长袜的扭曲。

[0114] 条款21:根据条款1至20中任一项所述的感测装置,其中通信电路是无线数字通信电路;并且其中无线数字通信电路操作用来经由无线通信协议将一个或多个生成的机械肌动描记术输出信号传输至主机系统。

[0115] 条款22:一种感测装置,该感测装置用于检测受检者的肢体内的人工诱导的神经肌肉响应,感测装置包括:传感器阵列,该传感器阵列包括多个机械传感器,每个传感器操作用来监测肢体的不同肌肉群的机械响应并且生成与监测的响应对应的输出信号;以及处理器,该处理器与传感器阵列通信,处理器被配置为接收来自传感器阵列中的每个传感器的输出信号以及确定是否有任一个或多个输出信号指示人工诱导的神经肌肉响应。

[0116] 条款23:根据条款22所述的感测装置,还包括操作用来被固定在肢体的一部分周围的载体材料,并且其中传感器阵列中的每个传感器与载体材料耦合。

[0117] 条款24:根据条款23所述的感测装置,其中载体材料操作用来维持围绕受检者的肢体的弹性张力配合。

[0118] 条款25:根据条款23至24中任一项所述的感测装置,其中载体材料是被配置为固定在受检者的腿部周围的抗栓塞长袜。

[0119] 条款26:根据条款23至24中任一项所述的感测装置,其中载体材料是操作用来被固定在受检者的手臂周围的压缩套筒。

[0120] 条款27:根据条款26所述的感测装置,其中压缩套筒还包括血压袖带/血压计。

[0121] 条款28:根据条款27所述的感测装置,其中处理器操作用来经由选择性地致动和/或膨胀血压袖带以及监测传感器阵列中的传感器中的至少一个来确定受检者的血压。

[0122] 条款29:根据条款23至28中任一项所述的感测装置,还包括双极透皮电刺激器,该双极透皮电刺激器包括与载体材料耦合的至少两个电极,电极被定位成使得当载体材料固定在肢体的一部分周围时,每个电极接触受检者的皮肤;并且其中双极刺激器操作用来经由电极接收来自处理器的电刺激并将该电刺激电传导至受检者。

[0123] 条款30:根据条款29所述的感测装置,其中电刺激是包括四个离散电脉冲的四联电刺激;处理器还被配置为:针对对四联电刺激的四个离散电脉冲中的每一个的机械响应,监测来自多个机械传感器中的一个的输出信号;根据监测的机械肌动描记术输出信号来计算四联比率,四联比率是响应于四个离散电脉冲中的第四个的机械肌动描记术输出信号的幅度与响应于四个离散电脉冲中的第一个的机械肌动描记术输出信号的幅度的比率;以及如果四联比率低于预定阈值,则提供指示神经肌肉阻滞的存在的警报。

[0124] 条款31:根据条款29至30中任一项所述的感测装置,其中电刺激是超大刺激。

[0125] 条款32:根据条款31所述的感测装置,其中处理器操作用来:接收代表肌肉响应于施用的超大刺激的机械响应的机械肌动描记术输出信号;以及根据肌肉响应于施用的超大刺激的机械响应的量值来缩放一个或多个后续机械肌动描记术输出信号。

[0126] 条款33:根据条款22至32中任一项所述的感测装置,其中处理器被配置为:接收对要对受检者执行的手术的性质的指示,手术的性质指示受检者的身体的将执行手术的侧;根据接收的传感器输出信号的静态分量来识别肢体是右肢体还是左肢体;以及如果肢体不在受检者的身体的将执行手术的侧上,则提供警报。

[0127] 条款34:根据条款33所述的感测装置,其中处理器被配置为根据生成输出信号的传感器相对于输出信号的静态分量的矢量航向的取向来识别肢体是右肢体还是左肢体,并且其中静态分量指示重力。

[0128] 条款35:根据条款34所述的感测装置,其中生成输出信号的传感器设置在肢体的一部分上,在该部分中外部皮肤表面关于平分参考平面不对称。

[0129] 条款36:根据条款22至35中任一项所述的感测装置,其中处理器被配置为:在要对受检者执行的手术期间,接收受检者的预期姿势的指示,受检者的预期姿势指示在手术期间套筒的正确取向;根据至少一个接收的输出信号的静态分量来确定套筒的实际取向;以及如果套筒的实际取向与套筒的正确取向不匹配,则提供警报。

[0130] 条款37:根据条款36所述的感测装置,其中至少一个接收的输出信号的静态分量指示重力的力;并且其中处理器被配置为确定套筒相对于感测的重力的力的矢量航向的实际取向。

[0131] 条款38:根据条款36至37中任一项所述的感测装置,其中接收的输出信号的静态分量仅包括在垂直于受检者的皮肤表面的方向上并且在与肢体的圆周相切的方向上的力

量值。

[0132] 条款39:根据条款36至38中任一项所述的感测装置,其中处理器被配置为通过对多个输出信号的静态分量的矢量航向求平均来确定套筒的实际取向。

[0133] 条款40:根据条款33至39中任一项所述的感测装置,其中警报包括视觉警报和听觉警报中的至少一者。

[0134] 条款41:根据条款22至40中任一项所述的感测装置,其中处理器被配置为对输出信号中的每一个进行滤波以移除指示肢体的总体平移或旋转的信号内容。

[0135] 条款42:根据条款41所述的感测装置,其中处理器被配置为:通过将来自多个传感器中的每一个传感器的感测的运动映射到虚拟肢体并且确定是否存在虚拟肢体的平移或旋转来识别指示肢体的总体平移或旋转的信号内容。

[0136] 条款43:根据条款22至42中任一项所述的感测装置,其中处理器被配置为接收刺激已在受检者的除肢体之外的体内治疗区域内施用的指示;分析输出信号中的每一个,以确定刺激是否诱导了受检者的肢体内的肌肉群中的一条或多条的机械神经肌肉响应;以及如果确定刺激诱导了神经肌肉响应,则提供警报。

[0137] 条款44:根据条款43所述的感测装置,其中处理器被配置为在施用刺激之后仅分析响应窗口内的输出信号中的每一个。

[0138] 条款45:根据条款43至44中任一项所述的感测装置,其中处理器被配置为仅当输出信号中的一个或多个具有超过响应窗口内的阈值的响应量值时,分析响应窗口内的输出信号中的每一个。

[0139] 条款46:根据条款43至45中任一项所述的感测装置,其中处理器被配置为通过使用监督学习算法检查一个或多个接收的输出信号的一个或多个特征来确定刺激是否诱导了受检者的肢体内的肌肉群中的一条或多条的机械神经肌肉响应;并且其中监督学习算法操作用来将感测的运动分类成多个分类中的一个,该多个分类包括:感测的运动代表诱导的神经肌肉响应;以及感测的运动不代表诱导的神经肌肉响应。

[0140] 条款47:根据条款43至46中任一项所述的感测装置,其中处理器还被配置为通过计算刺激与由刺激诱导的肌肉响应之间的时间延迟或通过计算来自共同神经支配的不同肌肉群的肌肉响应之间的时间延迟来确定神经传导速度。

[0141] 条款48:根据条款22至47中任一项所述的感测装置,还包括与处理器通信的通信电路;并且其中通信电路操作用来将输出信号中的一个或多个传输至主机系统。

[0142] 条款49:根据条款48所述的感测装置,其中通信电路仅被配置为如果处理器在受检者的肢体内检测到人工诱导的神经肌肉响应,则将一个或多个输出信号传输至主机系统。

[0143] 条款50:一种神经监测系统,该神经监测系统用于检测肌肉对在人类受检者的体内治疗区域内提供的刺激的人工诱导的机械响应,体内治疗区域包括支配肌肉的神经,神经监测系统包括:主机系统,该主机系统包括显示器和用户输入;刺激器,该刺激器被配置为在体内治疗区域内提供刺激;以及根据条款1至49中任一项所述的感测装置。

[0144] 条款51:根据条款50所述的神经监测系统,其中显示器操作用来显示输出信号中的一个或多个的迹线。

[0145] 条款52:根据条款50至51中任一项所述的神经监测系统,其中主机系统和感测装

置有线通信。

[0146] 条款53:根据条款50至51中任一项所述的神经监测系统,其中主机系统和感测装置无线通信。

[0147] 条款54:根据条款50至53中任一项所述的神经监测系统,还包括第二感测装置,第二感测装置根据条款1至49中任一项所述。

[0148] 条款55:根据条款54所述的神经监测系统,其中第一感测装置设置在受检者的第一腿部上,并且其中第二感测装置设置在受检者的第二腿部上。

[0149] 条款56:根据条款54所述的神经监测系统,其中第一感测装置设置在受检者的第一手臂上,并且其中第二感测装置设置在受检者的第二手臂上。

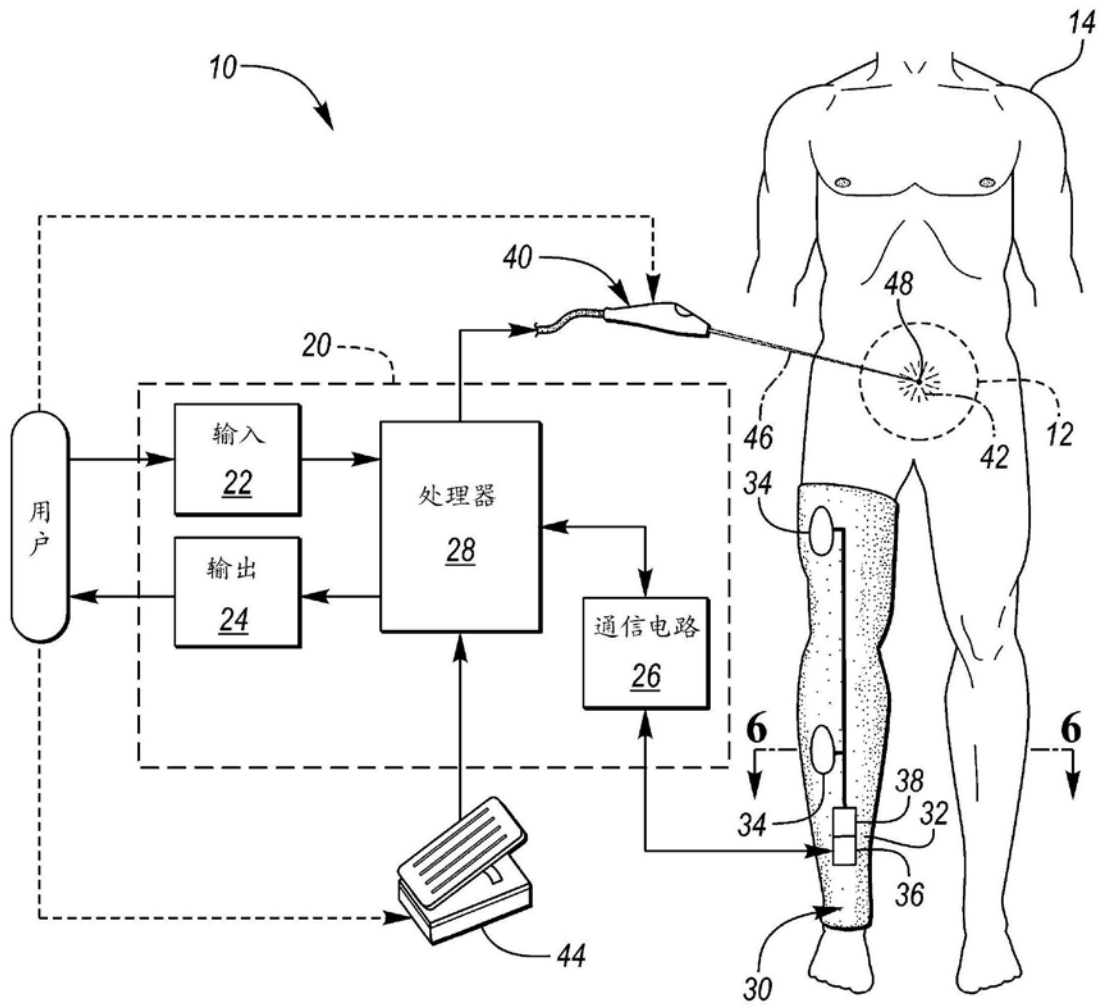


图1

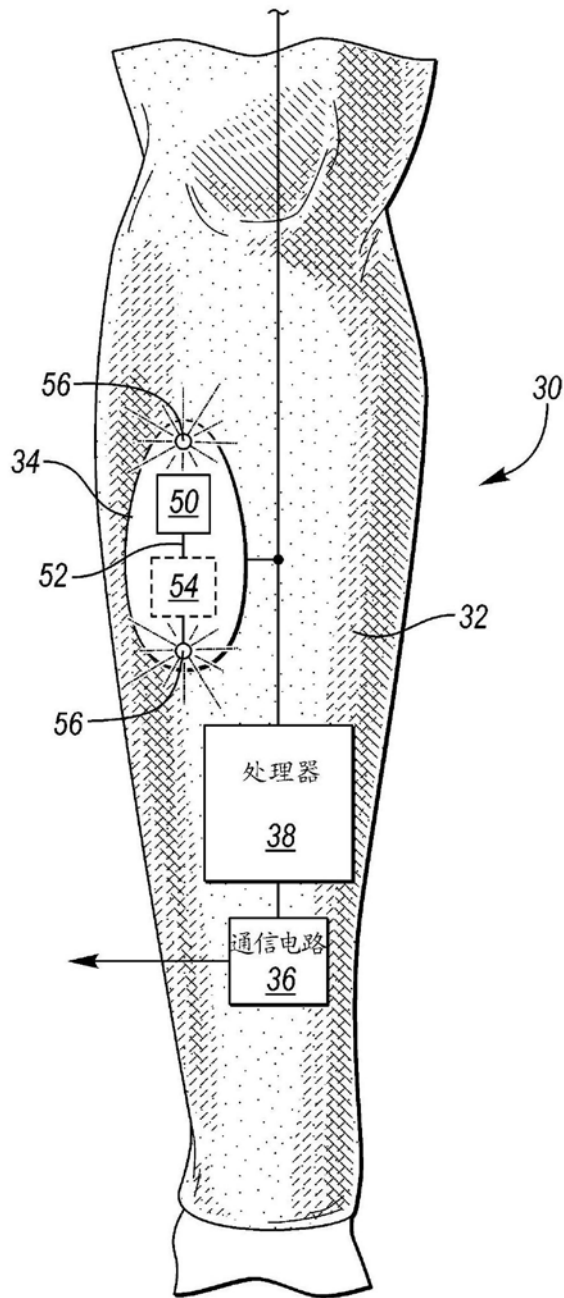


图2

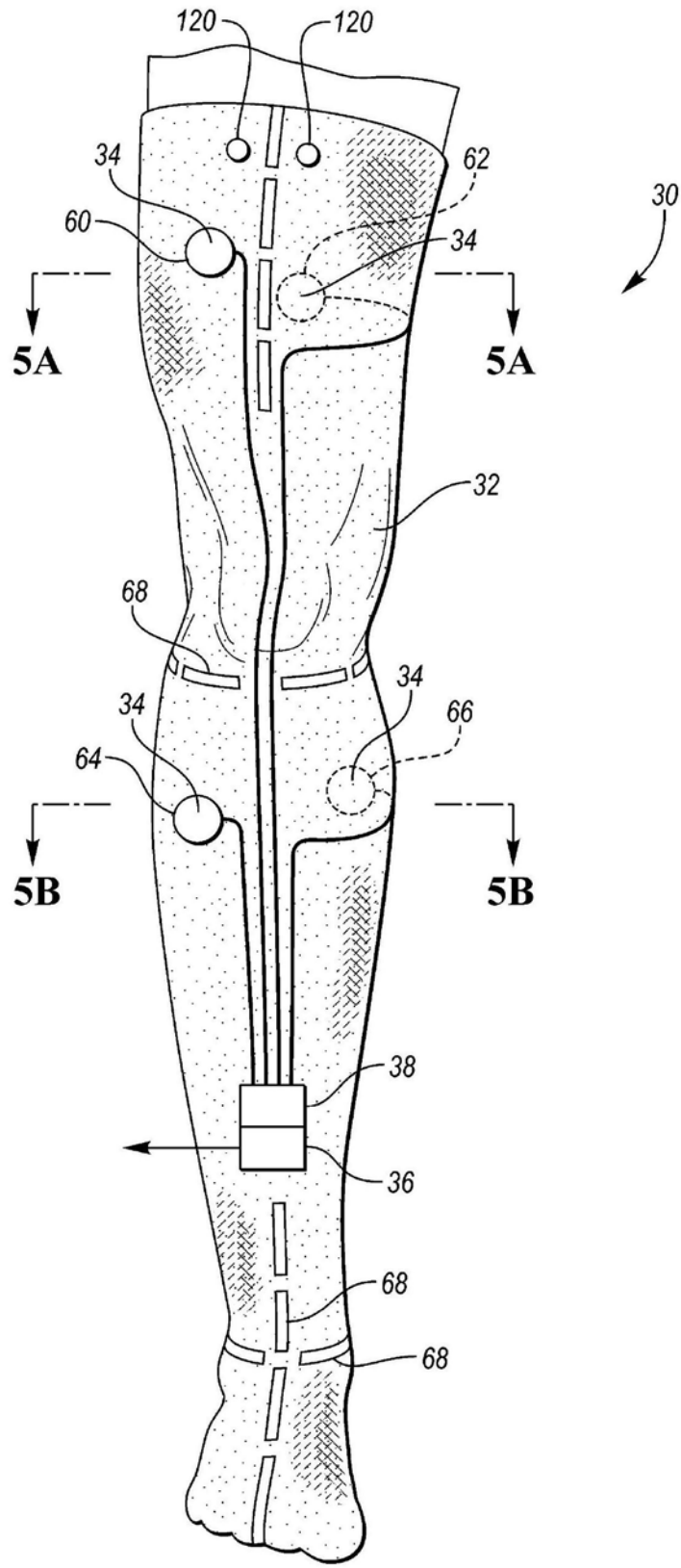


图3

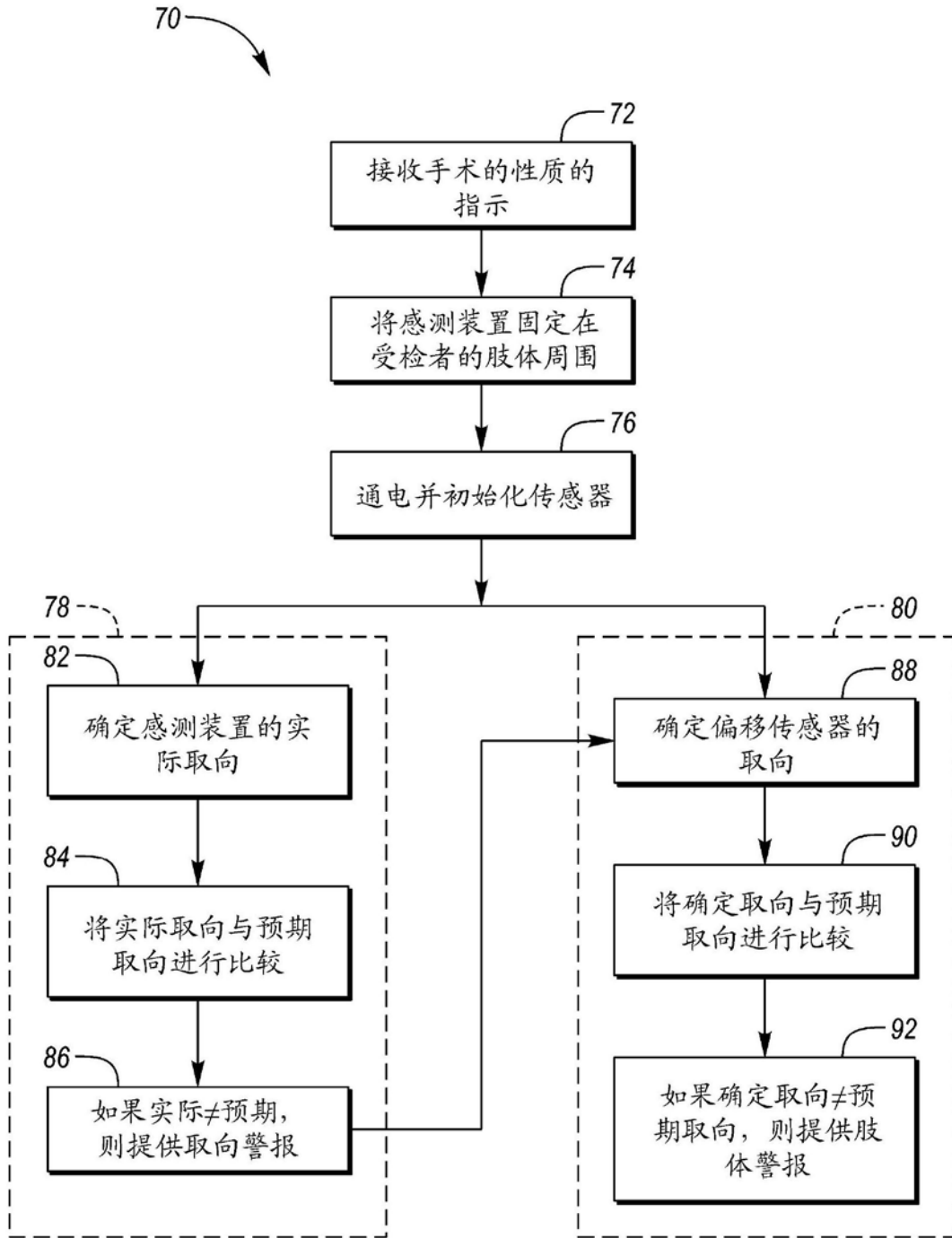


图4

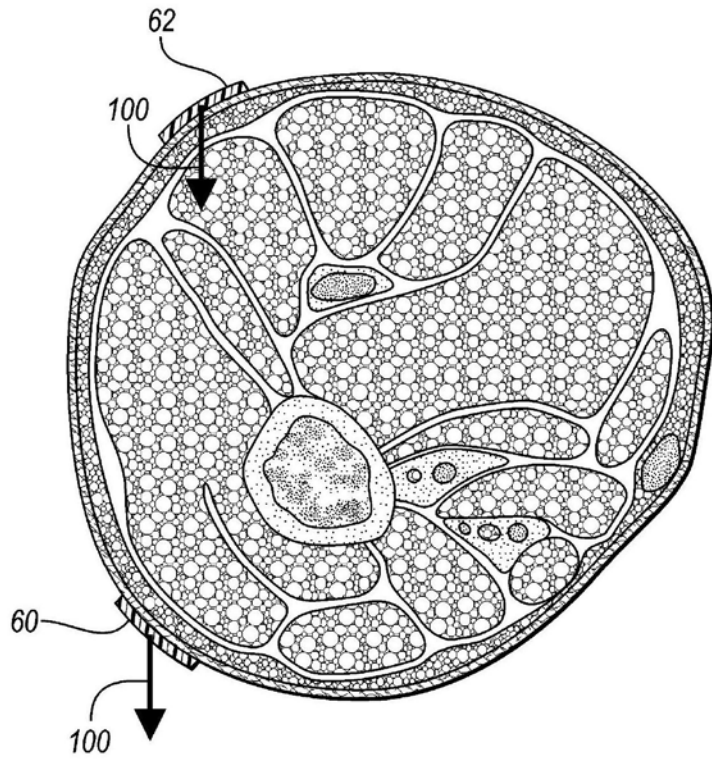


图5A

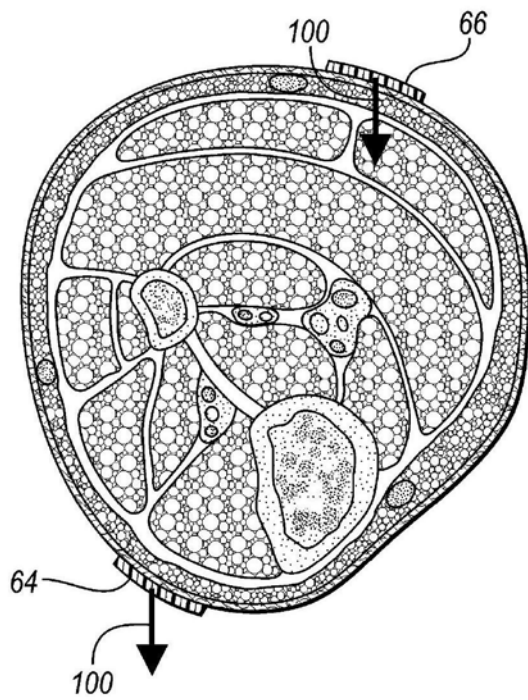


图5B

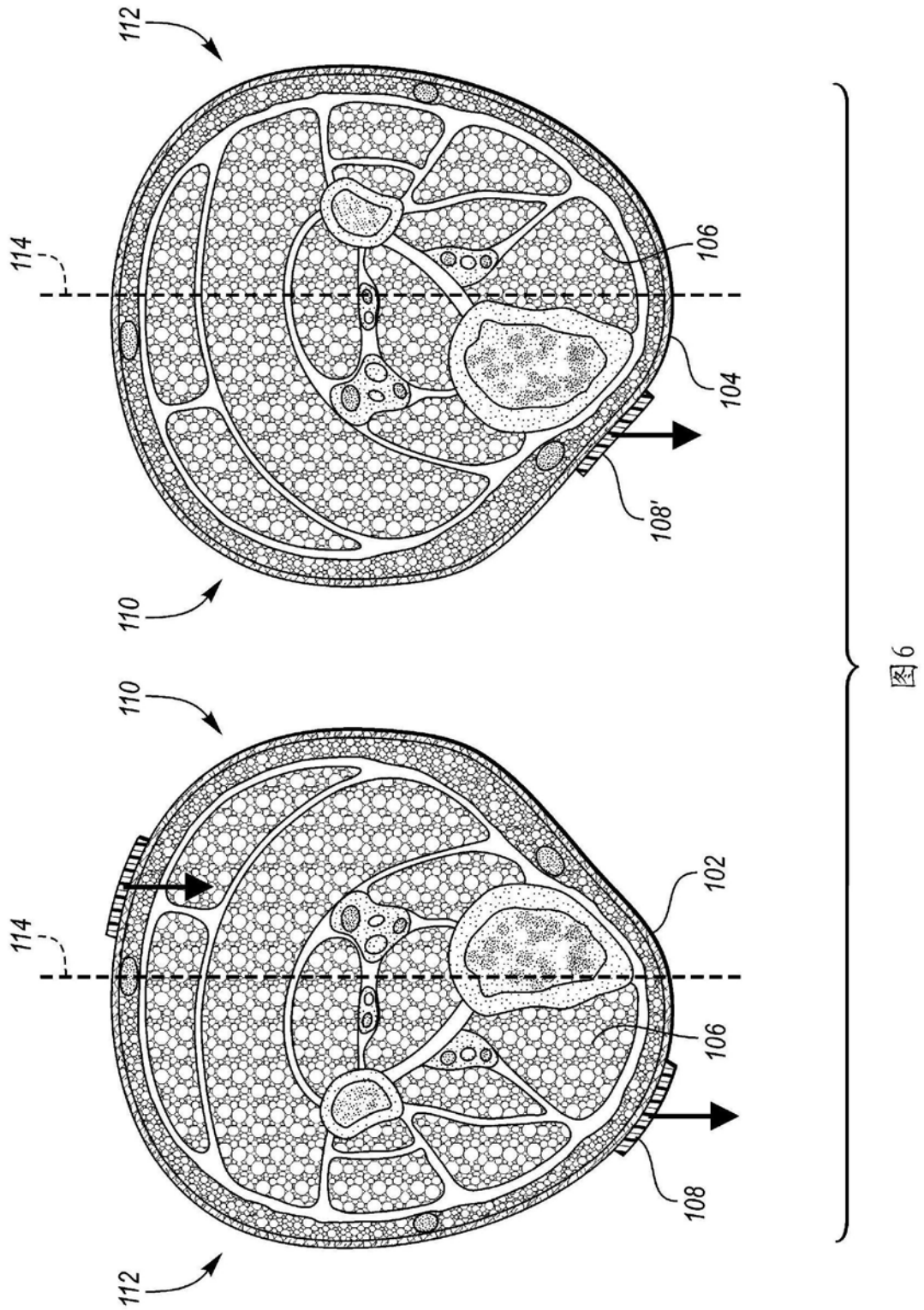


图6

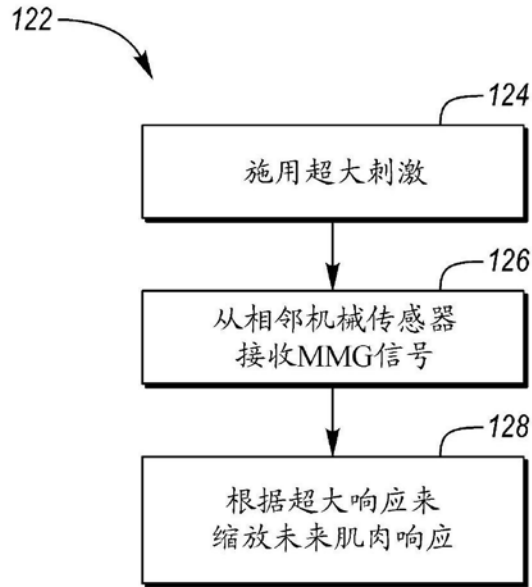


图7

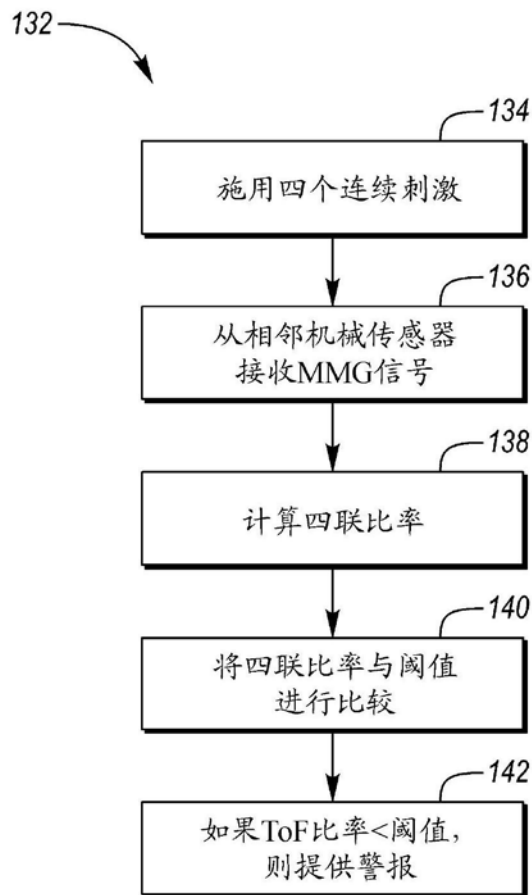


图8

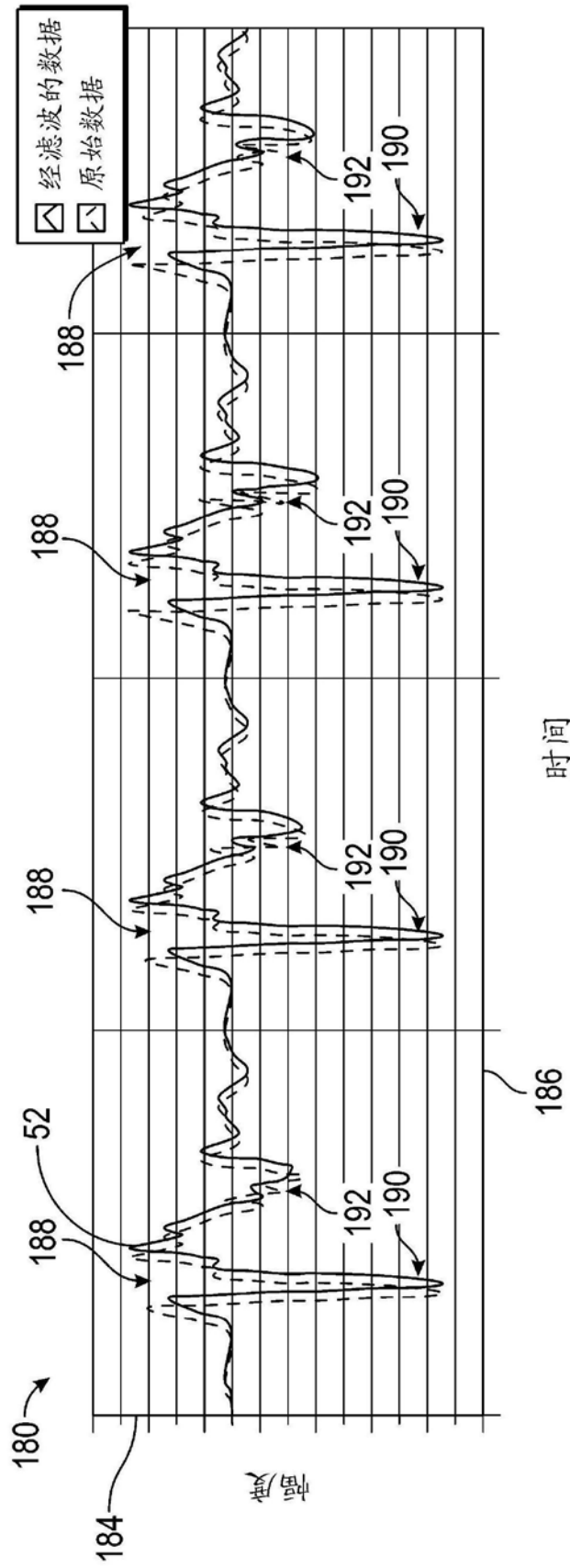


图9

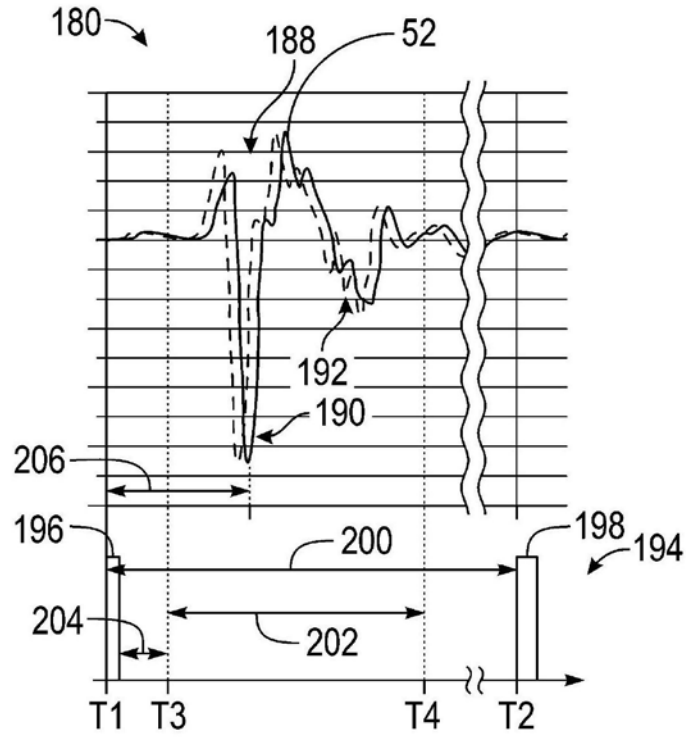


图10

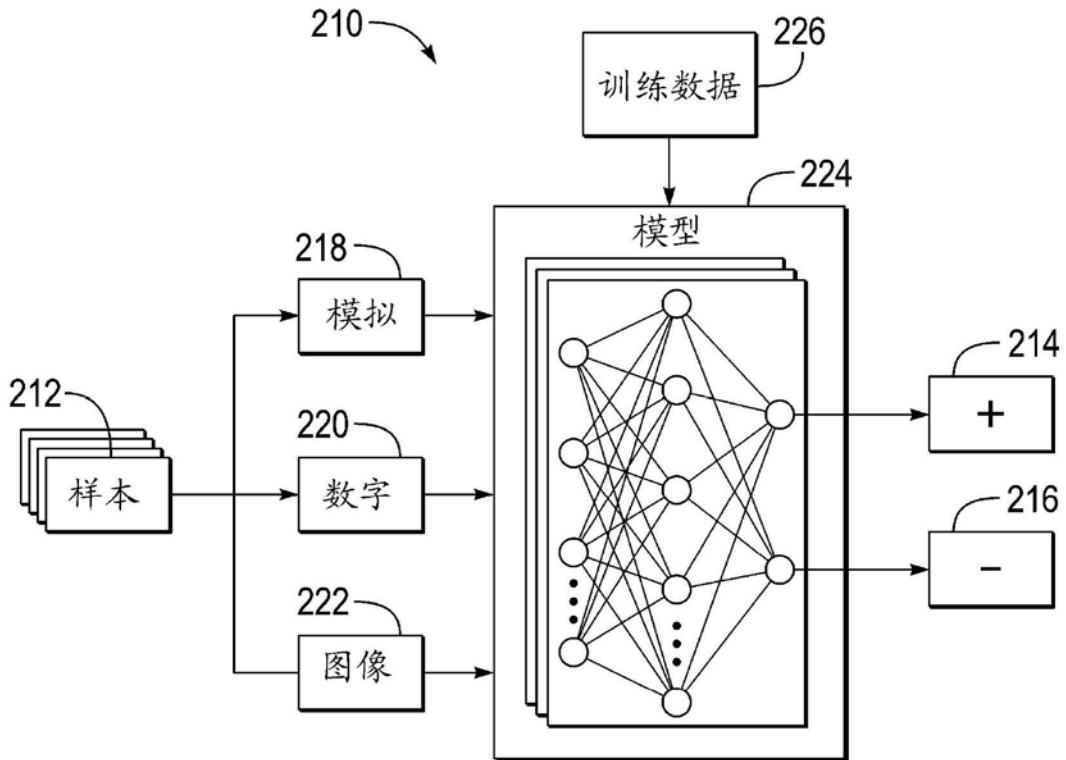


图11

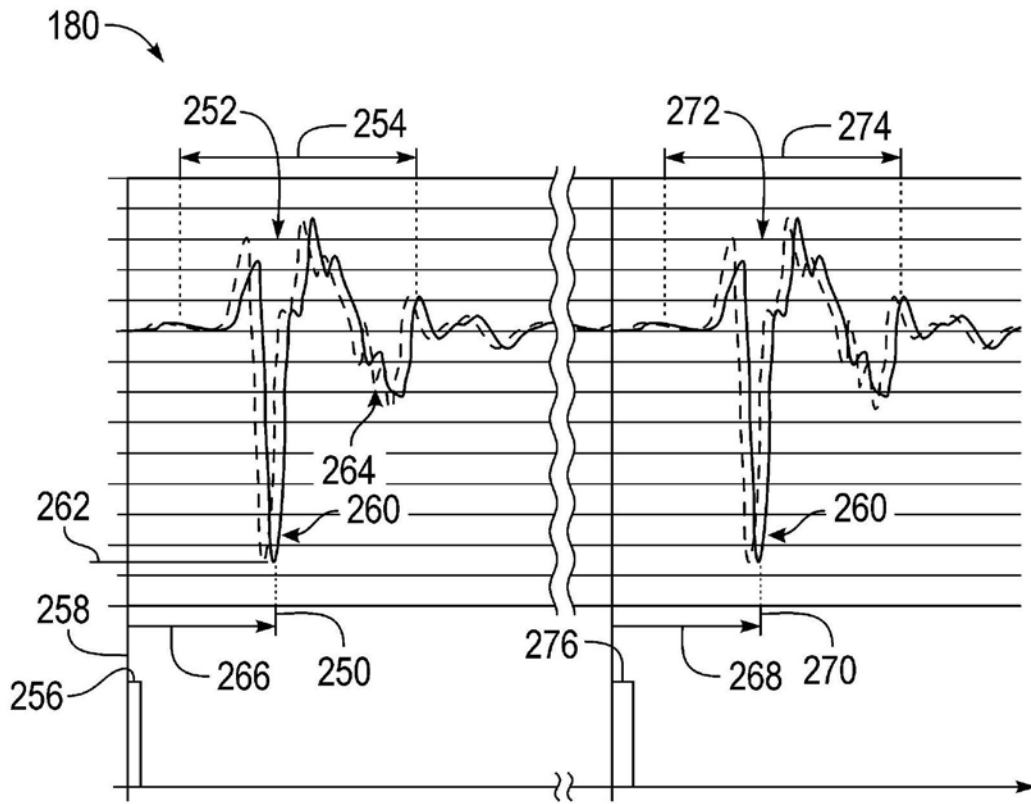


图12

专利名称(译)	具有多传感器阵列的神经肌肉感测装置		
公开(公告)号	CN111035363A	公开(公告)日	2020-04-21
申请号	CN201910962352.8	申请日	2019-10-11
[标]申请(专利权)人(译)	斯恩蒂斯有限公司		
申请(专利权)人(译)	德普伊新特斯产品公司		
当前申请(专利权)人(译)	德普伊新特斯产品公司		
[标]发明人	A 沙阿		
发明人	C.维伯 A.沙阿 T.亚尔迪比 E.欧思马纳吉克 D.史卡夫		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/40 A61B5/4519 A61B5/72 A61B5/7203 A61B5/746 A61B5/1104 A61B5/1107 A61B5/1116 A61B5/4893 A61B5/6828 A61B5/0488 A61B2505/05 A61N1/0452 A61N1/0456 A61N1/0476 A61N1/ /36003		
代理人(译)	张金金		
优先权	16/158734 2018-10-12 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明题为“具有多传感器阵列的神经肌肉感测装置”。本发明提供了一种用于检测受检者的肢体内的人工诱导的神经肌肉响应的感测装置，所述感测装置包括载体材料和多个机械传感器。所述载体材料操作用来被固定在所述肢体的一部分周围，并且所述多个机械传感器中的每一个与所述载体材料耦合。每个机械传感器定位在所述载体材料上，使得所述机械传感器操作用来监测所述肢体的不同肌肉群的机械响应。然后，每个机械传感器生成与其相邻肌肉群的监测的机械响应对应的相应机械肌动描记术输出信号。然后，可经由设置在所述装置上的通信电路将这些信号从所述装置外传。

