

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102089032 A

(43) 申请公布日 2011.06.08

(21) 申请号 200980127621.3

(74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司 31100

(22) 申请日 2009.06.26

代理人 李玲

(30) 优先权数据

61/080,049 2008.07.11 US

12/433,017 2009.04.30 US

(51) Int. Cl.

A61N 1/365(2006.01)

A61N 1/372(2006.01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011.01.10

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2009/048852 2009.06.26

(87) PCT申请的公布数据

W02010/005809 EN 2010.01.14

(71) 申请人 麦德托尼克公司

地址 美国明尼苏达州

(72) 发明人 D·M·斯凯尔顿 J·P·戴维斯

E·J·潘肯

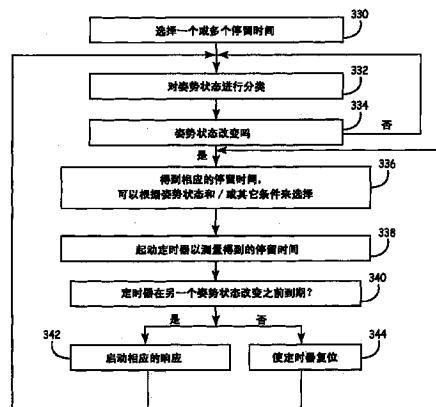
权利要求书 4 页 说明书 30 页 附图 19 页

(54) 发明名称

使用停留时间的姿势状态响应式治疗提供模块

(57) 摘要

揭示了涉及对活体的姿势状态进行分类的一些技术。一个方面涉及检测表示活体姿势状态的至少一个信号。姿势状态检测逻辑根据至少一个信号对处于一个姿势状态中的活体进行分类,其中该分类可以考虑活体的姿势和活动状态中的至少一个。姿势状态检测逻辑还判定经分类的活体是否处于该姿势状态中至少达预定时段。描述响应逻辑为仅在活体保持在经分类的姿势状态中至少达预定时段之后才启动一个响应作为经分类的物体处于该姿势状态中的结果。这个响应可以包括提供给活体的治疗的变化。



1. 一种医疗设备系统,包括:
传感器,所述传感器检测用于表示活体的姿势状态的至少一个信号;
姿势状态检测逻辑,所述姿势状态检测逻辑根据至少一个信号将活体分类成处于一个姿势状态中,并且判定是否活体被分类到该姿势状态中达至少一个预定的时段;以及
响应逻辑,仅在活体已经保持所分类的姿势状态达至少预定时段之后,所述响应逻辑才因活体被分类到该姿势状态中而启动一个响应。
2. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,还包括用于向活体提供治疗的治疗提供模块,并且其中所述响应是通过治疗提供模块提供的治疗的改变。
3. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,姿势状态检测逻辑包括用于对活体的姿势进行分类的姿势分类器以及用于对活体的活动状态进行分类的活动分类器中的至少一个,并且其中将活体分类成处于一个姿势状态中是基于姿势分类和活动状态分类中的至少一个。
4. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,姿势状态检测逻辑包括停留时间逻辑,停留时间逻辑具有一个或多个定时器,每个定时器用于测量从活体被分类到该姿势状态中的时刻开始的相应的停留时间;以及
其中在一个或多个定时器中的每一个到期时,只有在活体在相应的停留时间期间没有退出该姿势状态的情况下,响应逻辑才因活体被分类到该姿势状态中而启动相应的响应。
5. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,所述姿势状态检测逻辑包括停留时间逻辑,用于自动地选择作为预定时段的停留时间,所述选择是基于活体被分类到其中的姿势状态。
6. 如权利要求 5 所述的系统,其特征在于,所述选择还基于活体以前被分类到其中的姿势状态。
7. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,所述姿势状态检测逻辑包括停留时间逻辑,用于自动地选择作为预定时段的停留时间,所述选择是基于响应的类型和响应改变的类型中的至少一个。
8. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,还包括用户界面,用于允许用户选择所述预定时段。
9. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,传感器、姿势状态检测逻辑和响应逻辑中的至少一个是可植入在活体中。
10. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,所述姿势状态检测逻辑包括 N 个中的 M 个滤波器,只有活体被分类到其中的最近 N 个姿势状态中的 M 个都是相同的姿势状态时,所述 N 个中的 M 个滤波器才把所述活体分类到所述姿势状态中。
11. 如权利要求 10 所述的系统,其特征在于,根据活体被分类到其中的姿势状态和活体以前被分类到其中的姿势状态中的至少一个,自动地选择 M 和 N 中的至少一个。
12. 如权利要求 10 所述的系统,其特征在于, M 和 N 中的至少一个是用户可选择的。
13. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,所述姿势状态检测逻辑包括事件检测器,所述事件检测器根据姿势状态的定义以及用于调节定义的边界的转换阈值来检测姿势状态事件。
14. 如权利要求 13 所述的系统,其特征在于,所述事件检测器根据至少一个信号越过

经调节的边界的方向,自动地选择转换阈值。

15. 如权利要求 13 所述的系统,其特征在于,所述预定时段是转换持续期,并且如果至少一个信号越过经调解的边界并且不重新越过经调节的边界达至少转换持续期,则事件检测器把活体分类为处于所述姿势状态中。

16. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,所述传感器是三轴加速器。

17. 如权利要求 16 所述的系统,其特征在于,医疗设备是植入式神经刺激系统,还包括向活体提供电刺激的治疗提供模块。

18. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,作为活体被分类到所述姿势状态中的结果,所述响应逻辑启动一个通知。

19. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,作为活体被分类到所述姿势状态中的结果,所述响应逻辑启动数据的存储。

20. 一种向活体提供治疗的医疗系统,包括:

传感器;

姿势状态检测逻辑,用于接收来自传感器的至少一个信号,并且使用至少一个信号对活体的姿势状态进行分类;

治疗模块,用于根据分类来控制向活体提供的治疗;以及

编程器,用于对姿势状态检测逻辑进行编程以确定在活体被分类到一个姿势状态中之后活体是否保持所述姿势状态达预定时段,如果是,则姿势状态检测逻辑提供一个指示以允许治疗模块响应于所述姿势状态而调节治疗,否则,允许治疗保持不变。

21. 如权利要求 20 所述的系统,其特征在于,传感器、姿势状态检测逻辑以及治疗模块都是可以植入在活体中。

22. 如权利要求 21 所述的系统,其特征在于,所述传感器是三轴加速器。

23. 如权利要求 21 所述的系统,其特征在于,还包括停留时间逻辑,用于根据活体被分类到其中的姿势状态而自动地调节预定时段。

24. 如权利要求 21 所述的系统,其特征在于,所述停留时间逻辑根据是否响应于所述姿势状态来增加或减少治疗等级而自动地选择预定时段。

25. 如权利要求 20 所述的系统,其特征在于,所述编程器包括用户界面,用于允许用户选择预定时段。

26. 如权利要求 20 所述的系统,其特征在于,所述姿势状态检测逻辑根据用户定义的一个或多个姿势状态定义对姿势状态进行分类。

27. 如权利要求 20 所述的系统,其特征在于,所述姿势状态检测逻辑包括 N 个中的 M 个滤波器,用于确定最后 N 个姿势状态分类中的 M 个是否为相同的姿势状态,如果是,则提供一个指示以允许治疗模块响应于所述姿势状态而调节治疗,否则,允许治疗保持不变。

28. 如权利要求 27 所述的系统,其特征在于,通过 M 和 N 中至少一个的选择来确定预定时段。

29. 如权利要求 20 所述的系统,其特征在于,创建一个或多个姿势状态定义以对活体的姿势状态进行分类,其中姿势状态检测逻辑包括事件检测器,用于调节姿势状态定义的边界,以判定是否已经检测到姿势状态的事件,如果是,则提供一个指示以允许治疗模块响应于姿势状态而调节治疗,否则,允许治疗保持不变。

30. 如权利要求 29 所述的系统,其特征在于,通过至少一个信号正趋向于向上还是正趋向于向下所确定的一个量,自动地调节边界。

31. 如权利要求 29 所述的系统,其特征在于,通过姿势状态和活体以前被分类到其中的姿势状态中的至少一个所确定的一个量,自动地调节边界。

32. 如权利要求 20 所述的系统,其特征在于,在治疗调节时间上根据治疗调节函数把治疗调节到新的目标等级,其中可编程地选择治疗调节时间和治疗调节函数中的至少一个。

33. 一种方法,包括:

接收来自传感器的至少一个信号;

根据至少一个信号将活体分类成处于多个经定义的姿势状态中的任何一个姿势状态中;以及

判定经分类的活体是否保持所述姿势状态达预定时段,如果是,则经由响应模块自动地启动根据所述姿势状态而确定的一个响应。

34. 如权利要求 33 所述的方法,其特征在于,还包括向活体提供治疗,并且其中所述响应包括根据姿势状态而改变所提供的治疗。

35. 如权利要求 33 所述的方法,其特征在于,还包括:

根据姿势状态而自动地选择预定时段;

使用定时器来测量预定时段;以及

如果预定时段在活体已经退出所述姿势状态之前到期,则自动地启动所述响应。

36. 如权利要求 33 所述的方法,其特征在于,还包括:根据响应的类型自动地选择预定时段。

37. 如权利要求 33 所述的方法,其特征在于,还包括:根据若启动响应则会产生的治疗的改变,自动地选择预定时段。

38. 如权利要求 33 所述的方法,其特征在于,还包括:从用户接收用于识别预定时段的至少一个值。

39. 如权利要求 33 所述的方法,其特征在于,判定活体是否被分类到相同的姿势状态中包括:判定是否检测到活体的姿势状态的事件,经由转换阈值通过调节与多个经定义的姿势状态相关联的定义来检测所述事件,并且判定是否至少一个信号满足经调节的定义达一个不小于转换持续期的时段。

40. 如权利要求 39 所述的方法,其特征在于,还包括:

监视活体的一个或多个条件;以及

根据活体的至少一个经监视的条件自动地选择转换阈值和转换持续期中的至少一个。

41. 如权利要求 33 所述的方法,其特征在于,判定活体是否被分类到相同的姿势状态中包括:判定是否检测到活体的活动状态的事件。

42. 如权利要求 33 所述的方法,其特征在于,判定活体是否被分类到相同的姿势状态中包括:判定在活体被分类成处于多个经定义的姿势状态的任何一个中的最后 N 次中的 M 次中,该活体是否被分类成处于多个经定义的姿势状态中的同一个姿势状态中。

43. 如权利要求 42 所述的方法,其特征在于,还包括:

监视活体的一个或多个条件;以及

根据所监视的一个或多个条件自动地选择 N 和 M 中的至少一个。

使用停留时间的姿势状态响应式治疗提供模块

背景技术

[0001] 多种类型的医疗设备被用于长期向病人提供治疗。例如,使用脉冲发生器提供心脏起搏和神经刺激治疗,并且使用泵来传送诸如药物之类的治疗剂。通常,这些设备根据参数连续地或周期性地提供治疗。例如,可由临床医师规定一个程序,该程序包括用于多个参数的每一个的各个值,并且用来传送治疗。

[0002] 在某些情况中,可能要求根据病人状态来激活和 / 或修改治疗。例如,基于病人的活动程度或姿势、病人所进行的特定活动等等,接受脊髓刺激 (SCS) 治疗的病人的痛苦强度等症状可能会随时间发生变化。要求能够检测病人实际状态并且进行分类以致可以使用这个分类来激活和 / 或选择对于该状态最有效的治疗。

发明内容

[0003] 根据本揭示,在一个实施例,通过用于描述病人可能呈现的姿势的第一创建姿势定义,来执行姿势分类。一旦创建了这种定义,就可以对从传感器得到的描述病人当前姿势的信号与已经与所定义的姿势相关联的一个或多个其它信号电平进行比较。如果这个比较表示从传感器得到的信号与所定义的姿势相关联的信号值具有预定的关系,则可以根据定义的姿势对病人姿势进行分类。然后可以响应于这个姿势分类启动某个动作。例如,然后可以使用治疗参数 (以前已经与当前正在分类的病人姿势相关联的参数) 向病人发出治疗。另一方面或另外,可以采取某个其它动作,诸如提供通知 (例如,表示电位下降)、启动数据的存储等。

[0004] 以相似的方式,当前揭示的各个方面涉及对病人的活动状态进行分类,然后根据该分类提供治疗或执行某个其它动作。病人的活动状态涉及病人的运动或活动。例如,活动状态可以描述总的活动程度 (例如,脚步声)、在一个或多个选中方向上的活动程度、与运动的速度或加速度相关联的矢量等。为了对病人的活动状态进行分类,可以对表示该活动状态的信号同与活动状态定义相关联的信号值进行比较。根据这个比较,可以选择用于把治疗提供给病人的治疗参数。另一方面或另外,可以根据这个比较采取一些其它的行动。

[0005] 在上述方式中,可对病人的姿势状态进行分类,其中姿势状态分类考虑病人姿势的分类和病人活动状态的分类中的至少一个。根据当前的揭示,可能要求在响应于分类采取某个动作之前保证病人的姿势状态稳定。例如,在姿势状态 P 中对病人进行分类之后以及在响应于这个分类启动治疗的改变之前,可能希望要求时间延迟 T 的到期。如果在时间 T 的持续期期间病人的姿势状态没有保持姿势状态 P 的分类,则不会启动已经与该姿势状态相关联的治疗的改变。这个时间延迟可以被称为停留时间,被用于防止那些仅暂时呈现的姿势状态影响到治疗,或防止启动某个其它的动作。换言之,只有病人呈现那些姿势状态达到某个要求的时间长度,才会导致某个动作的启动。停留时段是可编程的和 / 或可以是基于系统中监视的一些条件的。

[0006] 可以在姿势状态分类系统中使用的另一个类型的稳定技术包括与事件检测相关联的技术。根据事件检测,监视用于表示姿势或活动的信号电平。这个信号电平必须越过已

经与事件相关联的转换阈值电平。一旦发生了如此的越过,信号电平就必须在已经与事件检测相关联的一个时段(称之为转换持续期)中不再在相反方向上越过该转换阈值电平。如果如此的再越过发生,则不再承认病人的姿势或活动状态。具有停留时间,事件检测的使用对系统引入了稳定性,因为它防止承认仅仅是临时性的活动状态或姿势改变,并且不会使用而启动一个响应。这防止了在紧密连续的过程中响应正在转换区域附近徘徊的姿势状态而启动多个治疗改变。在一些实施例中,可对转换持续期或转换阈值编程,和/或可根据所监视的、可以包括当前姿势和/或活动状态的系统条件而自动地选择转换持续期或转换阈值。

[0007] 根据另一个方面,可以使用 N 个中的 M 个滤波器来保证瞬时姿势状态改变不启动不希望的响应。根据这个技术,在使用特定的姿势状态对病人的姿势状态进行分类之前,必须在最后 N 个样本时段中的 M 个样本时段期间检测该特定的姿势状态。这个类型的滤波器减少了使用瞬时姿势状态来启动不希望的响应的机会。在一些实施例中,可以对 M 和 N 的值进行编程,和/或可根据所监视的、可以包括当前姿势和/或活动状态的系统条件而自动地选择 M 和 N 的值。

[0008] 本揭示的一个方面涉及一种系统,该系统包括检测表示活体的姿势状态的至少一个信号的传感器,以及根据至少一个信号对处于一个姿势状态中的活体进行分类的姿势状态检测逻辑。姿势状态检测逻辑还判定是否把活体分类于该姿势状态中至少一个预定的时段。描述响应逻辑为仅在活体保持在经分类的姿势状态中至少达预定时段之后才启动一个响应作为经分类的物体处于该姿势状态中的结果。

[0009] 另一个实施例涉及把治疗提供给活体的医疗系统。该系统包括传感器、从传感器接收至少一个信号并且使用至少一个信号对活体的姿势状态进行分类的姿势状态检测逻辑、以及治疗模块。治疗模块根据分类来控制提供给活体的治疗。提供编程器以对姿势状态检测逻辑进行编程而判定在把活体分类于一个姿势状态之后活体是否保持该姿势状态达预定的时段,如果是的话,则提供允许治疗模块根据姿势状态来调节治疗的指示,否则,提供允许治疗保持不变的指示。

[0010] 根据本揭示的另一个方面,提供一种方法,该方法包括从传感器接收至少一个信号,根据至少一个信号对处于多个经定义的姿势状态中任何一个姿势状态的活体进行分类,以及判定所分类的活体是否处于同一姿势状态中达预定的时段。如果所分类的活体处于同一姿势状态中达预定的时段,则根据姿势状态启动确定的响应。

[0011] 在下面的附图和说明书中阐述一个或多个实施例的细节。从说明书和附图以及从权利要求书,其它特征、目的和优点会变得显而易见。

附图说明

[0012] 图 1 是根据本揭示的概念图,示出一个促进姿势状态的定义和分类的示例性系统。

[0013] 图 2 是更详细的方框图,示出植入式医疗设备(IMD)的一个实施例。

[0014] 图 3 是根据本揭示的一个实施例的方框图,示出植入式医疗设备(IMD)的存储器的示例性配置。

[0015] 图 4A 是根据当前的揭示的概念图,示出对姿势进行定义和分类。

- [0016] 图 4B 是根据当前的揭示的概念图,示出对活动状态进行定义和分类。
- [0017] 图 5 是根据本揭示的一个实施例的、示出处理传感器信号的功能性方框图。
- [0018] 图 6 是姿势状态检测逻辑的功能性方框图。
- [0019] 图 7A 是根据本揭示的一个示例性实施例的、示出停留时间的使用的定时图。
- [0020] 图 7B 是根据本揭示的另一个示例性实施例的、示出停留时间的使用的定时图。
- [0021] 图 7C 是根据本揭示的再一个示例性实施例的、示出停留时间的使用的定时图。
- [0022] 图 8 是示例性数据结构,可以使用该数据结构使姿势状态与响应相关联。
- [0023] 图 9 是根据本揭示的一个实施例的示例性数据结构,可以使用该数据结构来选择停留时间。
- [0024] 图 10 是停留时间逻辑的一个实施例的功能性方框图。
- [0025] 图 11A 是根据一个实施例的示例性用户界面屏幕,可以使用该用户界面屏幕来选择停留时间。
- [0026] 图 11B 是根据另一个实施例的另一个示例性用户界面屏幕,可以使用该用户界面屏幕来选择停留时间。
- [0027] 图 12 是根据当前揭示的一个实施例的流程图。
- [0028] 图 13 是根据本揭示的一个实施例的、示出事件检测的使用的定时图。
- [0029] 图 14 是流程图,示出根据本揭示的事件检测的一个实施例。
- [0030] 图 15 是根据本揭示的一个实施例的、示出 N 个中的 M 个滤波器的使用的定时图。
- [0031] 图 16 是根据本揭示的一个实施例的、N 个中的 M 个滤波器的流程图。

具体实施方式

[0032] 这里描述的技术涉及使用来自传感器的一个或多个信号对病人的姿势和 / 或活动状态进行分类。如这里所使用的,“信号”是指可以在并联或串联的接口的一个或多个物理连接上发送的、用逻辑电平来描述的逻辑信号。例如,可以通过在并联的多行接口上或在串联的单行接口上发送的电压或电流来描述信号。

[0033] 根据本揭示,在一个实施例中,可以通过第一创建姿势定义,来执行姿势分类,所述第一创建姿势定义用于描述病人可能呈现的姿势。一旦创建了这种定义,就可以对从传感器得到的描述病人当前姿势的信号与已经与所定义的姿势相关联的一个或多个其它信号电平进行比较。如果这个比较表示从传感器得到的信号与所定义的姿势相关联的信号值具有预定的关系,则可以根据所定义的姿势对病人的姿势进行分类。然后可以响应于这个姿势分类来启动某个动作。例如,然后可以使用以前已经与姿势(正在对处于这个姿势的病人进行分类)相关联的治疗参数把治疗提供给病人。另一方面或另外,可以采取某个其它的动作,诸如提供通知(例如,表示电位的下降),启动数据的存储等。

[0034] 以相似的方式,当前揭示的各个方面涉及对病人活动状态进行分类,然后根据该分类提供治疗或执行某个其它动作。病人的活动状态涉及病人的运动或活动。例如,活动状态可以描述总的活动程度(例如,脚步声)、在一个或多个选中方向上的活动程度、与运动的速度或加速度相关联的矢量等。为了对病人的活动状态进行分类,可以对表示该活动状态的信号同与活动状态定义相关联的信号值进行比较。根据这个比较,可以选择治疗参数以便用于向病人提供治疗。另一方面或另外,可以根据该比较采取某个其它动作。

[0035] 描述姿势定义和活动状态定义的每一个为称为姿势状态定义的定义的更普通级别的子集。姿势状态定义可以指定姿势、活动状态或两者。根据普通的方法,可以对描述病人的姿势、活动状态或两者的信号与包括在姿势状态定义中的信号值进行比较。可以根据这个比较对病人姿势状态进行分类以致可以根据与经分类的姿势状态定义相关联的治疗参数值向病人提供治疗。另一方面或另外,可以响应于这个分类而采取某些其它类型的动作,诸如提供通知、启动数据的记录、启动与外部设备的通信会话等。

[0036] 根据当前的揭示,可能要求在响应于分类采取某个动作之前保证病人的姿势状态分类稳定。例如,在姿势状态 P 中对病人进行分类之后以及在响应于这个分类启动治疗的改变之前,可能希望要求时间延迟 T 的到期。如果在时间 T 的持续期期间病人的姿势状态没有保持姿势状态 P 的分类,则不会启动已经与该姿势状态相关联的治疗的改变。这个时间延迟被称为停留时间,被用于防止那些仅暂时呈现的姿势状态影响到治疗,或防止启动某个其它的动作。换言之,只有病人呈现那些姿势状态达到某个要求的时间长度,才会导致某个动作的启动。停留时段是可编程的和 / 或可以是基于系统中监视的一些条件的。

[0037] 可以在姿势状态分类系统中使用的另一种类型的稳定技术包括与事件检测相关联的技术。根据事件检测,监视表示姿势或活动的信号电平。这个信号电平必须越过已经与事件相关联的转换阈值电平。一旦发生了这个越过,信号电平必须不再在相反方向上越过转换阈值电平达已经与事件检测相关联的、称之为转换持续期的一个时段。如果发生如此的再越过,则不承认病人姿势或活动状态的改变。具有停留时间,事件检测的使用对系统引入了稳定性,由于它防止承认仅仅是临时性的活动状态或姿势的改变,并且不应该用于启动一个响应。这防止响应于在转换区域附近徘徊的姿势状态而在紧密连续的情况下启动多个治疗的改变。在一些实施例中,转换持续期或转换阈值电平是可编程的,和 / 或可以根据可能包含当前姿势和 / 或活动状态的所监视的系统条件而自动地选择转换持续期或转换阈值电平。

[0038] 根据另一方面,可以使用 N 个中的 M 个滤波器,以确保转换姿势状态不会启动不想要的响应。根据本技术,在该姿势状态将被用于对病人的姿势状态进行分类之前,在最后 N 个采样时间周期中的 M 个周期内,必须检测特定的姿势状态。这种类型的滤波器减小了转换姿势状态将被用于启动不想要的响应的几率。在一些实施方式中, M 和 N 的值可以是可编程的,和 / 或可以是基于受监控的系统条件而自动地选择的,这些受监控的系统条件可以包括当前的姿势和 / 或活动状态。

[0039] 根据本揭示,可以以闭环方式提供的治疗的例子包括电刺激或治疗剂的提供。例如,可以使用电刺激来治疗遭受慢性腰痛、腿痛或不能够通过其它方法治疗的疼痛的病人。当病人改变包括位置变化和 / 或活动程度变化的姿势状态时,可能需要调节刺激以便保持功效。可以对这种病人姿势状态的变化进行检测、分类和使用,以便修改当前正在提供的治疗,或选择向病人提供的新的治疗。可以响应于检测到的姿势状态转换而以相似的方式修改诸如给药治疗等其它类型的治疗。在另一个实施例中,可以使用检测到的姿势状态转换来给出某个通知的提示或记录某个信息。

[0040] 根据本揭示的一些实施例,使用从传感器得到的信号检测病人的姿势状态。可以把传感器安装在植入式医疗设备 (IMD) 内,或传感器可以与植入式医疗设备通信或耦合到植入式医疗设备。传感器可以是三轴加速器,诸如压电和 / 或微机电 (MEM) 加速器。可以

使用检测到的信号对姿势状态进行分类,然后用于确定治疗调节。

[0041] 图 1 是根据本揭示的概念图,示出促进姿势状态的定义和分类的示例性系统 10。然后可以利用这些姿势状态向病人提供治疗。在所示的例子中,系统 10 包括 IMD 12,该 IMD 12 植入在病人 14 身体中和向病人 14 提供神经刺激治疗。

[0042] IMD 12 经由治疗连接 16A 和 16B(统称“治疗连接 16”)向病人 14 提供神经刺激治疗,治疗连接 16 可以是导线、导管或某个其它类型的治疗提供设备。治疗连接 16 可以是植入病人 14 的脊髓 18 附近的导线,如图 1 所示,并且 IMD 12 可以向病人 14 提供 SCS 治疗,以便,例如,减少病人 14 遭受的痛苦。在另一个实施例中,可以把这种刺激提供到脊柱周围的区域中,以提供与缺血发作的检测有关的心肌保护。在再另一个实施例中,可以提供与心力衰竭有关的刺激。在再另一个情况中,可以使一根或多根导线从 IMD 12 延伸到病人 14 的大脑(未示出),并且 IMD 12 可以向病人 14 提供脑深部电刺激(DBS),例如,以治疗颤抖、帕金森氏症或癫痫。作为进一步的例子,可以把一根或多根导线植入在骨盆神经、胃或其它组织(未示出)附近,并且 IMD 12 可以提供神经刺激治疗以治疗大小便失禁、胃轻瘫、性功能障碍或其它病症。在另一个实施例中,IMD 12 可以是与神经刺激器不同的设备,诸如向心脏提供刺激的心脏治疗仪。

[0043] 此外,如上所述,本揭示不局限于 IMD 12 提供刺激治疗的一些实施例。例如,另一方面或另外,在一些实施例中,IMD 12 可以耦合到一个或多个导管或其它物质输送装置,向病人 14 提供一个或多个治疗物质,例如,一个或多个药物。同样,在一些方面,可以把这里所描述的估计姿势和活动状态的技术应用于通常专用于检测或监视并且不包括刺激或其它治疗部件的 IMD。

[0044] 此外,本揭示不局限于植入设备。根据这里描述的技术,任何可植入的或外部医疗设备可以对姿势状态进行分类以用于提供治疗。此外,还可以把这些技术应用于与提供治疗不同的目的。例如,可以为诊断而使用这里描述的姿势状态检测机构,诸如对治疗的必要性进行诊断,或确定病人如何对现有的治疗作出响应。还可以使用姿势状态检测来提供通知,诸如经由无线链路通知护理人员病人可能已经经历了一次跌倒。因此,可以使用根据当前揭示的姿势定义和分类来启动任何类型的动作。

[0045] 在示例性实施例中,IMD 12 可以响应于记录中的信息而启动动作。例如,可以把多个记录存储在表格或另一个数据结构中。每个如此的记录可以描述姿势状态和响应于该姿势状态的检测而要采取的相关联的动作中的至少一个。如上所述,根据姿势和活动状态中的至少一个确定姿势状态。当 IMD 12 检测到病人处于某个预定姿势状态中时,IMD 12 可以自动地启动与该姿势状态相关联的动作。这个动作可以包括根据特定程序、程序组和/或参数组提供治疗。另一方面或另外,这个动作包括提供某个通知、启动与内部或外部设备的通信会话和/或记录某个信息。其它类型的响应也是可能的。

[0046] 在所示的例子中,系统 10 还包括编程设备 20,如图 1 所示,该编程设备可以是手持式计算设备。编程设备 20 允许病人或临床医师之类的用户与 IMD12 交互作用。例如,编程设备 20 可以使用射频(RF)遥测技术或本技术领域中的任何其它技术经由无线通信与 IMD 12 进行通信。

[0047] 如图 1 所示,编程设备 20 可以包括显示器 22 和键盘 24,以允许用户与编程设备 20 交互作用。在一些实施例中,显示器 22 可以是触摸屏显示器,用户可以通过显示器 22 与

编程设备 20 交互作用。用户还可以使用诸如手写笔或鼠标之类的外围指针设备与编程设备 20 交互作用。键盘 24 可以采用字母数字键盘的形式或与特定功能相关联的减少键组的形式。在一些实施例中,键盘 24 可以包括增加幅度按钮和减少幅度按钮以直接调节刺激幅度。

[0048] 在示例性实施例中,编程设备 20 是根据当前揭示的由临床医师使用的临床医师编程器,用于定义姿势和姿势状态。然后可以使用所定义的姿势来检测病人在日常生活活动期间呈现的姿势、活动状态以及姿势状态。可以使用检测的条件来确定向病人提供的治疗的类型、监视病人的平安、为病人规定新的治疗方案、判定病人是否已经进行了姿势特定的事件,诸如遭受到跌倒和 / 或启动其它类型的动作。

[0049] 图 2 是更详细的方框图,示出 IMD 12 的一个实施例。IMD 12 可以经由治疗连接 16A 和 16B 提供神经刺激治疗。所示出的这些治疗连接为具有一个或多个电极 30A-H(统称为“电极 30”)的导线。另一方面,它们可以包括一些其它的设备,诸如用于向病人提供物质的一个或多个导管。IMD 12 可以耦合到任何数量的治疗连接。治疗连接 16A 和 16B 经由治疗模块 32 耦合到 IMD 12。例如,治疗模块 32 可以是刺激脉冲发生器。可以把这种脉冲发生器耦合到诸如电池之类的电源。治疗模块 32 可以向病人提供电脉冲和 / 或可以提供诸如药物之类的某个类型的物质。

[0050] 可以在处理器 34 的控制下发生治疗提供。处理器 34 可以包括微处理器、控制器、数字信号处理器 (DSP)、专用集成电路 (ASIC)、现场可编程门阵列 (FPGA)、分立逻辑电路或它们的任何组合。

[0051] 处理器 34 可以控制治疗模块 32 使之根据选中的程序提供神经刺激或其它治疗。例如,处理器 34 可以控制治疗模块 32 使之提供具有幅度、宽度和 / 或程序制定的速率的电脉冲。处理器 34 还可控制治疗模块 32 使之经由具有选中极性的电极 30 的选中的子集(例如,选中的电极配置)提供这种脉冲,如通过程序指定的那样。

[0052] IMD 12 还包括允许处理器 34 与编程设备 20 通信的遥测电路 38。例如,临床医师可以选择要传送到 IMD 12 的存储器 36 的程序、参数、姿势定义、活动状态定义、其它姿势状态定义以及相关的治疗和动作。处理器 34 还与编程设备 20 通信以把存储在存储器 36 中的诊断信息经由遥测电路 38 提供给临床医师。处理器 34 还与病人编程设备通信以接收来自诸如病人 14 的治疗参数调节或其它治疗调节,以及启动或终止激活的命令。遥测电路 38 可以对应于植入式医疗设备领域中已知的任何遥测电路。

[0053] IMD 12 还包括传感器 40 以检测用于检测姿势状态的一个或多个参数。在示例性实施例中,传感器 40 包括三轴加速器,诸如压电和 / 或 MEM 加速器。在其它实施例中,可以使用多个单轴或多轴加速器来代替一个三轴加速器。在再另一个例子中,传感器 40 可以包括陀螺仪或能够检测姿势和 / 或活动程度的其它传感器。因此,要理解,传感器 40 可以包括不止一个传感器。

[0054] 在示例性实施例中,传感器 40 位于 IMD 12 的外壳(未示出)中。然而,本揭示不局限于此。在一些实施例中,传感器 40 经由诸如导线(未示出)的一个或多个附加的连接耦合到 IMD 12。传感器可以位于病人 14 中任何地方。在一些实施例中,IMD 12 可以耦合到位于病人 14 中各个位置处或病人 14 的外表面上的多个传感器,处理器 34 可以接收关于病人 14 的姿势和病人 14 采取的活动的更详细的信息。例如,一个或多个加速器可以位于病

人 14 的躯干内 / 上以及处于例如腿之类的肢体内 / 上。在再一个实施例中, 一个或多个传感器可以与 IMD 12 进行无线通信, 而并非需要一根或多根导线进行与 IMD 的通信。例如, 传感器 40 可以位于病人 12 的外部, 并且可以与处理器 34 进行直接的或经由编程设备 20 的无线通信。

[0055] 如上所述, 传感器 40 检测用于对姿势状态进行检测和分类的一个或多个参数。姿势状态是基于病人的姿势和活动状态中至少一个的, 其中活动状态描述病人的运动或活动。活动状态可以涉及总的活动程度、一个或多个选中方向上的活动程度、与速度或加速度相关联的矢量等。

[0056] 例如, 可以定义直立姿势状态以对站立着的病人的位置进行分类。如果需要的话, 这个姿势状态定义不需要考虑病人的活动状态。另一个例子, 可以定义直立和活动的姿势状态来描述一个病人, 该病人正直立着并且已经进行了超过某个预定的阈值程度的活动程度。再另一个示例, 可以定义活动姿势状态来描述一个病人, 该病人超过某个活动程度但是不考虑病人在该活动期间呈现的姿势。如此, 可以使用传感器 40 来检测与各种类型的姿势和 / 或活动状态相关联的姿势状态。

[0057] IMD 12 还包括存储器 36, 存储器 36 可以存储编程的指令, 当处理器 34 执行这些指令时, 使 IMD 12 执行归因于这里 IMD 12 的功能。存储器 36 可以包括任何易失性的、非易失性的、磁性的、光学的或电的介质, 诸如随机存取存储器 (RAM)、只读存储器 (ROM)、非易失性 RAM (NVRAM)、电可擦除可编程 ROM (EEPROM)、闪存等。

[0058] 图 2 还可包括控制逻辑 41。在一个实施例中提供该控制逻辑以得到和处理传感器 40 的模拟输出。控制逻辑 41 可以包括分立元件、微处理器、控制器、数字信号处理器 (DSP)、专用集成电路 (ASIC)、现场可编程门阵列 (FPGA)、可通过一个或多个处理器执行的编程的指令等。控制逻辑 41 可以单独操作, 或连同处理器 34 一起操作, 以处理用于检测姿势状态的传感器输出。例如, 控制逻辑 41 可以处理传感器 40 提供的原始信号, 以判定表示活动程度的活动计数、沿一个或多个加速器轴的速度等, 用于检测姿势状态。如前所述, 在存储在存储器 36 中的程序的控制下, 通过处理器 34 可以执行这个处理的至少某个部分。因此, 控制逻辑 41 可以包括硬件和 / 或编程的指令的任何组合。

[0059] 图 3 是示出 IMD 12 的存储器 36 的示例性配置的方框图。如图 3 所示, 存储器 36 存储程序 50, 处理器 34 可以使用程序中的一个或多个来控制提供给病人的治疗。可以提供程序 50 的某一些以响应于病人姿势状态的分类而采取行动。根据这里描述的技术, 程序 50 还可以包括那些用于控制传感器 40 的处理信号的各个方面的内容。

[0060] 存储器 36 还存储姿势定义 52a 和活动状态定义 52b, 每一个都是姿势状态定义 52 的子集。尤其, 姿势定义是只定义病人的姿势而不管活动的姿势状态定义。活动状态定义是只定义病人活动而不管姿势的姿势状态定义。根据活动和姿势两者来定义其它类型的姿势状态定义。

[0061] 可以在姿势状态历史文件 54 中记录已经由病人随时间而呈现的姿势状态的记录。可以把关于病人当前姿势状态的信息与该历史文件一起保存为当前姿势状态数据 55。例如, 该数据可以记录病人当前的姿势、当前的活动状态或两者。

[0062] 存储器 36 还可以存储诊断信息 56, 该信息用于确定病人正在如何响应治疗, 是否需要修改治疗, 是否要启动治疗等。

[0063] 在一个实施例中,还可以把系统控制参数 58 存储在存储器 36 中。除其它情况之外,还可以使用这些参数来控制如何得到和处理来自传感器 40 的信号,以对病人的姿势状态进行分类。在一个实施例中,可以根据当前姿势状态数据 55 选择这些系统控制参数 58。例如,可以根据最近对病人进行分类的姿势状态来选择在给定时间中使用的参数。

[0064] 根据当前的揭示,系统控制参数 58 可以存储一个或多个停留时间,停留时间是强加在对处于一个姿势状态中的病人进行分类的时间和响应于这个检测到的姿势状态而采取行动的时间之间的延迟时间。如果病人在整个停留时间内的任何时刻退出这个姿势状态,则不会启动与该姿势状态相关联的一个或多个动作。停留时间的使用使系统引入了稳定性,由于暂时呈现的活动状态不会导致任何动作的启动。

[0065] 在一个实施例中,停留时间是可编程的。此外,可以自动地选择系统中使用的停留时间,这种选择可以根据:触发停留时间的使用的新呈现的姿势状态、病人最近的稳定姿势(在一个实施例中,可以通过当前姿势状态数据 55 来识别病人最近的稳定姿势)、从最近的稳定姿势状态到新呈现的姿势状态的具体转换、或系统中检测到的某个其它条件。这将在下面讨论。

[0066] 同样,可以存储控制 N 个中的 M 个滤波器处理的值作为系统控制参数 58。这些值可以包括要作为 M 和 / 或 N 使用的一个或多个值。同样,可以存储控制事件检测的值(包括转换持续期和转换阈值)作为系统控制参数 58。这些值的任何一个或全部都是可编程的。此外,可以以上述相对于停留时间所述的方式自动地选择在任何给定时间中使用的值。

[0067] 图 4A 是概念图,示出使用传感器 40 对姿势进行定义和分类的一个示例性方法。相对于病人 14 以固定的方式设置传感器 40(未示出)。当已知病人 14 要直立时,传感器 40 将提供可以处理而得到矢量 $[V_1, V_2, V_3]$ 的输出,示出这为 V_{up60} 。可以把这个矢量 V_{up} 称为经定义的姿势矢量,由于在姿势定义过程期间它与经定义的姿势相关联,如通过对直立姿势的某个指示与识别该经定义的姿势矢量 V_{up} 的一个或多个值一起进行存储。对于这个描述到矢量 V_{up60} 的距离关系的经定义的姿势,还可以选择容差。在当前的例子中,容差是角 θ_{up62} ,它可以识别任何方向上离开矢量 V_{up} 的最大距离,如锥体 64 所示。可以与识别直立姿势的指示符相关联而存储(例如,在存储器 36 中)称之为经定义的姿势矢量的矢量 V_{up60} 以及所选择的容差(在本情况中为角 θ_{up62})。例如,可以存储这个信息作为姿势定义 52a 之一。

[0068] 一旦以上述方式进行了创建,就可以使用直立姿势的定义对病人的姿势进行分类如下。当病人进行日常生活活动时,可以捕获和任意地处理来自传感器 40 的一个或多个信号。例如,这种处理可以保留传感器信号的 DC 部分,用于对病人的姿势进行分类。然后使用这些信号来得到描述病人当前姿势的矢量。可以把这个矢量称为检测到的姿势矢量 V_{pt} 。可以对这个检测到的姿势矢量与姿势定义的经定义的姿势矢量进行比较。例如,可以对描述病人当前姿势的检测到的姿势矢量 V_{pt} 与直立姿势的经定义的姿势矢量 V_{up} 进行比较。

[0069] 如果检测到的姿势矢量 V_{pt} 与经定义的姿势矢量的比较表示检测到的姿势矢量满足通过直立姿势的定义表示的容差关系,则认为病人处于直立姿势。例如,既然是这样,如果判定检测到的姿势矢量处于通过选中的容差角 θ_{up62} 确定的直立姿势的锥体 64 中,则把病人分类成处于直立姿势。可以使用角、包括三角关系(例如,正弦、余弦)的相似的度量、包含其它距离关系(诸如城市街区距离)的相似的度量等来作出判定。根据这个例子,病

人可以向前、向后或在矢量 V_{up} 的每侧稍微倾斜,同时仍属于处于直立姿势的类别,只要检测到的姿势矢量处于通过角 θ_{up62} 定义的锥体 64 中就可以。

[0070] 在图 4A 的具体例子中,如果检测到的姿势矢量 V_{pt} 处于相关联的锥体中,则把病人分类为处于一种姿势中。在其它例子中,如果判定检测到的姿势矢量 V_{pt} 处于围绕经定义的姿势矢量的锥体之外,则可以把病人分类为处于一种姿势中。如上所述,这些判定可以利用角比较或包括三角函数(例如,正弦、余弦)的相似的度量、其它距离关系比较等。

[0071] 以相似的方式,可以定义其它姿势矢量。例如,可以定义用于判定左侧姿势的矢量 V_{l66} ,其中,把病人 14 分类成他正以他的左侧躺下。以与上述相似的方式,为包含角 θ_{l68} 的这个矢量定义容差。可以使用这个角来描述定义离开 V_{l66} 最大距离的锥体 70。当检测到的姿势矢量处于该姿势锥体 70 中时,把病人 14 分类为以他的左侧躺下。

[0072] 以上述方式,可以选择任何一个或多个经定义的姿势矢量,用于创建姿势定义。姿势定义的每一个可以与经定义的姿势矢量相关联,这些经定义的姿势矢量不必处于任何特定的平面或与任何其它姿势矢量具有任何关系。

[0073] 如上所述,在一个实施例中,可以使用病人参与来创建姿势定义。例如,可以要求病人呈现一个姿势,诸如以他的左侧躺下。当保持这个姿势的时候,可以以某个方式得到和处理来自传感器 40 的信号。可以存储所产生的信号电平作为与姿势定义 52a 中选中的一个(诸如,左侧)相关联的矢量。例如,正在使用编程器 20(图 1)的用户界面的用户(诸如,临床医师)可以启动如此的信号捕获和存储。用户可以进一步使用编程器 20 来选择容差。例如,这个容差可以表示 θ_{l} 的大小以及规定检测到的姿势矢量必须处于该角定义的锥体内,以便把病人分类在这个姿势中。如此,可以使用病人参与来创建姿势定义。

[0074] 在其它实施例中,可以预先定义一个或多个姿势定义和预先存储在 IMD 中或另一个设备中而无需使用病人参与。例如,设备制造商或临床医师可以通过选择矢量和容差来创建这些定义而无需病人的帮助。然后可以使这些选中的值与姿势定义相关联。

[0075] 可以理解,当病人进行日常生活活动时,对病人进行分类的姿势将改变。例如,当病人处于直立位置以致检测到的姿势矢量 V_{pt71} 处于与直立姿势相关联的锥体 64 中时,把病人的姿势分类成处于直立姿势中。如果病人从直立姿势转换到以他的左侧躺下,则检测到的姿势矢量 V_{pt71} 将从位于锥体 64 中转换成位于与任何姿势状态定义不相关联的空间。检测到的姿势矢量 V_{pt71} 将从那里转换到与左侧姿势相关联的锥体 70。

[0076] 根据当前的例子,当检测到的姿势矢量 V_{pt71} 驻留在锥体 64 中时,病人可以接收与直立姿势相关联的某个治疗。当检测到的姿势矢量 V_{pt} 进入与任何经定义的姿势不相关联的空间时,可以任选地继续这个治疗或可以在该时间期间提供某个其它的治疗。在一个实施例中,当检测到的姿势矢量 V_{pt71} 进入与左侧姿势相关联的锥体 70 时,可以启动治疗的某个改变。因此,当对病人的姿势重新分类时,可以启动治疗的改变。另一方面或另外,可以采取某个其它的动作作为姿势重新分类的结果。

[0077] 如上所述,可以把停留时间强加在对病人的姿势状态重新分类的时间和作为重新分类的结果启动一个响应的的时间之间。如果需要的话,停留时间是可编程的。在一个实施例中,可以根据病人以前的姿势分类(在本例子中,直立姿势分类)来选择停留时间。在另一个实施例中,可以根据新呈现的姿势(在本例子中,左侧姿势)来选择停留时间。在再另一个实施例中,可以根据病人经历的特定的姿势转换(例如,直立到左侧)来选择停留时间。

根据另一个方面,停留时间可以进一步规定为要启动的特定类型的响应或动作。可以使用其它条件来选择停留时间,这将在下面讨论。

[0078] 停留时间的使用通过保证暂时呈现的姿势状态不会启动响应而使系统稳定。因此,如果检测到的姿势只是临时性的,如在病人通过呈现一个或多个临时性的位置而转换到其最终位置的情况中,临时性呈现的姿势不会导致以不要求的方式调节所提供的治疗。此外,如果病人的姿势转换中止,如他或她在中途改变转换的主意,则中止的转换同样不会作出治疗改变的提示。

[0079] 如果要求的话,可以选择对特定响应规定的停留时间。例如,在进入左侧姿势时,可以启动不止一个响应。一个如此的响应可以包括治疗参数的改变(例如,增加或减少包含刺激治疗提供的幅度)。另一个响应可以包括启动不同的治疗(例如,启动对给予病人的治疗物质的管理)。再另一个响应可以包括向诸如病人或临床医师编程器之类的外部设备提供某个类型的通知,或向病人本身提供通知,如通过 IMD 产生病人可以觉察到的音调、振动或刺激图案。在一个实施例中,对于作为新检测到的姿势的结果而发出的每个如此的响应,可以强加不同的停留时间。因此,如果要求的话,停留时间可以是响应-特定的。

[0080] 在具有停留时间的情况中,可以应用事件检测的使用和/或 N 个中的 M 个滤波器的使用向系统引入稳定性,并且防止临时性呈现的姿势导致启动不希望有的动作。在下面将进一步讨论。

[0081] 上面提供一些例子,说明如何得到和使用来自传感器 40 的一个或多个信号作为检测到的姿势矢量 V_{pt} ,以对病人的姿势进行分类以及启动某个响应。以相似的方式,可以使用来自传感器 40 的信号对病人的活动状态进行分类。可以单独使用活动状态或与检测到的姿势一起使用,以启动某个响应。

[0082] 图 4B 是概念图,示出如何使用来自传感器 40 的信号对病人的活动状态进行分类。根据这个例子,假设可以处理传感器 40 的信号以得到表示病人的总活动程度的活动计数。用来得到活动计数的特定步骤大大地超过了本揭示的范围。

[0083] 接着,假设为了示例的目的,传感器信号的处理产生范围在 0 和 100 之间的活动计数,如沿图的 Y 轴所示。可以在活动状态定义中引用这个活动范围,如通过使该范围的某个子集与经定义的活动状态相关联。例如,0-40 之间的活动程度可以与不活动的活动状态定义相关联。相似地,40 和 80 之间的活动程度可以与中等活动性的活动状态定义相关联,而 80 和 100 之间的程度可以与强烈活动性的活动状态定义相关联。例如,可以存储这些作为活动状态定义 52b(图 3)。

[0084] 可以使用病人参与来创建活动状态定义 52b,如上参考姿势定义 52a 的创建所描述。例如,可以要求病人进行包括运动或缺乏运动的特定的活动。当正在发生这个活动时,可以以预定方式得到和处理来自传感器 40 的信号。可以与活动状态定义 52b 之一相关联地存储所产生的信号电平和/或相关联的信号电平范围。例如,诸如正在使用编程器 20(图 1)的临床医师之类的用户可以启动如此的信号捕获和存储。在另一个例子中,可以通过设备制造商预先定义活动状态定义或可以通过临床医师或某个其他用户定义活动状态定义,而无需使用病人参与。

[0085] 一旦以任何上述方式创建了活动状态定义,就可以使用这些定义对病人的活动状态进行分类。例如,当病人进行日常生活活动时,可以得到来自传感器 40 的信号,并且与

存储在活动状态定义中的信号电平进行比较。作为一个特定的例子,假设得到和处理来自传感器 40 的信号以提供描述病人当前活动的上述类型的活动计数。进一步假设,在该例子中,从病人检测到的活动计数是处于与不活动的活动状态定义相关联的范围中的一个值,如图 4B 的图中的时刻 T0 处示出的活动信号 80 的情况那样。因此,此时,把病人分类为处于不活动的活动状态。作为这个分类的结果,可以向病人提供已经与这个活动状态相关联的治疗,和 / 或可以启动某个其它的动作。

[0086] 接着,假设病人变得更活动以致活动计数向上趋向 40。在时刻 T1 处,从传感器 40 的信号得到的活动计数越过边界进入与中等活动性定义相关联的范围。因此,此刻的病人分类为处于中等活动性的活动状态。结果,可以启动与这个增加的活动程度对应的治疗改变和 / 或可以采取某个其它的动作。

[0087] 病人的活动计数可以继续趋向向上,如例子中所示,直到一旦再次对病人的活动状态重新分类。此时,重新分类的病人处于强烈活动性的活动状态,如在时刻 T2 处发生的。再次,可以启动某个动作作为重新分类的结果。例如,可以把治疗等级(例如,刺激幅度)增加到以前与强烈活动性的活动状态相关联的等级。

[0088] 图 4B 的例子示出如何使用描述总的病人活动程度的活动状态对病人进行分类。可以创建和使用其它类型的活动状态定义以对病人的姿势状态进行分类。例如,可以限定包括可以表达为一个或多个矢量的方向分量的某个定义。如此的矢量可以表示加速度的方向、速度的方向或与运动相关联的某个其它方向。如在上述情况中,可以在活动状态定义中存储这些一个或多个矢量,此后与从正在执行某个活动的病人得到的矢量进行比较。可以使用这个比较对病人的运动进行分类。例如,可以以与上述参考图 4A 的相似的方式发生矢量的比较,其中使用包括矢量的姿势定义对病人的姿势进行分类。

[0089] 如上所述,在特定活动状态中对病人进行分类之后,可以响应于这个分类而采取某个动作。某个动作可以包括治疗调节、通知的发布、通信会话的建立、数据的存储或任何其它动作。根据当前的揭示,可以根据停留时间延迟所采取的动作的启动。即,一旦发生了重新分类,在采取相关联的动作之前,病人必须保留在该新活动状态中达停留时间那么长。如果病人在停留时间消逝之前退出这个活动状态,则不会采取动作。停留时间的使用对系统引入了稳定性,由于临时呈现的活动状态不会导致动作的启动。

[0090] 在具有与姿势分类相关联的停留时间的情况中,停留时间可以基于最近稳定的活动状态、新呈现的活动状态、这两个活动状态之间的转换或某个其它条件。进一步,停留时间对特定类型的响应可以是特定的。这在下面进一步讨论。

[0091] 如上所述,姿势定义和活动状态定义的每一个是姿势状态定义的子级或子集。姿势状态定义可以参考姿势、活动状态或两者。例如,可以创建考虑活动状态(例如,活动)和姿势(即,直立)的直立和活动姿势状态定义。

[0092] 可以以与仅考虑姿势和活动状态中之一的这种定义相似的方式来使用考虑姿势和活动状态两者的姿势状态定义。即,可以得到和 / 或处理来自传感器 40 的信号,然后对这种姿势状态定义进行比较以对病人的姿势状态进行分类。如果信号符合姿势状态定义的要求,则可以把病人分类在该姿势状态中,并且可以响应于该分类而采取一个或多个动作。根据本揭示,可以根据停留时间来延迟这种动作的启动。尤其,可以把停留时间强加在发生重新分类的时间和启动动作的时间之间。除非病人不退出姿势状态达停留时间的持续期,

不会启动动作。

[0093] 图 5 是根据本揭示的一个实施例的、示出如何处理来自传感器 40 的信号的功能性方框图。把来自传感器 40 的信号提供给控制逻辑 41 (以虚线示出)。控制逻辑实现提供系统控制的功能,可以在硬件、编程的指令(由处理器 34 或另一个处理前执行)或任何其组合中实施。所示的这个逻辑包括各种子功能,诸如活动检测逻辑 100、姿势检测逻辑 104 以及姿势状态检测逻辑 108。

[0094] 把来自传感器 40 的信号提供给接口 98 上的控制逻辑 41。如上所述,为本说明的目的,假设传感器 40 是提供 x-、y- 和 z- 轴信号的三轴加速器。把这些信号提供给活动检测逻辑 100,用于得到活动信号 102,将使用该活动信号 102 对病人的活动状态进行分类。活动检测逻辑 100 处理传感器 40 的信号而在接口 102 上产生活动信号的方式大大地超越了当前揭示的范围。

[0095] 以相同的方式,可以把来自传感器 40 的信号提供给姿势检测逻辑 104 以得到经检测的姿势信号 106,将使用检测到的姿势信号 106 对病人的姿势进行分类。例如,在接口 106 上可以指示经检测的姿势矢量,用于以上述方式对病人的姿势进行分类。姿势检测逻辑 104 处理传感器 40 的信号而在接口 106 上产生姿势信号的方式大大地超越了当前揭示的范围。

[0096] 把通过活动检测逻辑 100 产生的检测到的活动信号 102 以及通过姿势检测逻辑 104 产生的检测到的姿势矢量信号 106 提供给姿势状态检测逻辑 108,用于对病人的姿势状态进行分类。以上述方式对这些得到的信号与姿势状态定义 52 进行比较,可以完成姿势状态分类。

[0097] 姿势状态检测逻辑 108 可以把病人当前姿势状态分类的指示提供给响应逻辑 110。可以把这个分类表达为用于识别病人的姿势状态的二进制代码或主位代码,这是基于病人的姿势分类和 / 或活动状态分类中至少一个的。

[0098] 作为从姿势状态检测逻辑 108 接收到的姿势状态分类的结果,响应逻辑 110 可以启动一个或多个响应。例如,响应逻辑 110 可以使治疗模块 32 修改、开始或停止治疗的提供。响应逻辑 110 可以附加地或另外地导致数据的存储。例如,响应逻辑 110 可以把信号提供给存储设备(诸如,存储器 36),使当前姿势状态数据 55 更新为新的姿势状态分类和 / 或使姿势状态历史文件 54 更新而反映新的姿势状态。响应逻辑可以附加地或另外地提示通知逻辑 112 以产生通知。作为再另一个例子,响应逻辑 110 可以使某个类型的通信会话启动,如经由遥测模块 38。

[0099] 在一个实施例中,姿势状态检测逻辑 108 包括把停留时间强加在对姿势状态中的病人进行分类的时间和作为分类的结果启动某个响应的的时间之间。这在下面讨论。

[0100] 可以以硬件(包括分立元件、一个或多个处理器或任何其它类型的电路)、编程的指令或硬件和编程的指令的组合的任何组合来实现图 5 的逻辑。此外,在图 5 中分割逻辑的方式是大大地任意性的,并且选择此方式便于功能性的讨论。然而,可以按任何方式来发生分割。例如,可以把图 5 的所有逻辑组合成单个逻辑块。作为另一个例子,可以组合活动检测逻辑 100 和姿势检测逻辑 104。可以设想许多如此的组合。此外,可以以许多方式来实现逻辑块之间的接口,并且不必定表示硬件接口。例如,不必须把图 6 的一个或多个逻辑块物理链接到与它们共享接口的那些逻辑块。而是,可以在逻辑上连接如此的逻辑块,例如,通过在逻辑功能之间传递信息的处理器 34,或多个软件经由存储器 36 中共享的位置处理

共享信息。因此,应该理解接口表示信号、控制和 / 或数据的流,并且不旨在把本揭示限制在任何特定的互连配置中。不应该把图 5 解释为限制本揭示于任何特定的实施、互连或逻辑的分割,本技术领域技术人员可以设想许多实施例。

[0101] 图 6 是姿势状态检测逻辑 108 的功能性方框图。姿势状态检测逻辑 108 在接口 102 上接收来自活动检测逻辑 100 的至少一个活动信号。为了本讨论的目的,假设这是表示总活动程度的信号,如上参考图 4B 所述。然而,可以从活动检测逻辑 100 接收其它的一个或多个信号,诸如表示提供速度或加速度方向的矢量的信号,表示在一个或两个规定方向上的活动的信号等。

[0102] 姿势状态检测逻辑 108 还在接口 106 上接收来自姿势检测逻辑 104 的一个或多个姿势信号。在一个实施例中,这是表示病人的姿势的矢量,如参考图 4A 所描述。根据接收到的活动和 / 或姿势信号对病人的姿势状态进行分类,并且与姿势状态定义 52 进行比较。在另一个实施例中,姿势状态检测逻辑 108 可以只接收接口 102 上的活动信号或只接收接口 106 上的姿势信号,而非两个类型的信号,用于对病人的姿势状态进行分类。

[0103] 把在接口 106 上接收到的来自姿势检测逻辑 104 的姿势信号提供给姿势分类器 200。在当前的例子中,这些信号识别三维空间中的检测到的姿势矢量 V_{pt} 。姿势分类器 200 对这个检测到的姿势矢量与作为姿势状态定义 52 的子集的姿势定义 52a 的每一个进行比较。回忆在一个实施例中,每个如此的姿势定义 52a 可以包括经定义的姿势矢量以及相关容差的容差,该容差规定与经定义的姿势矢量的关系。姿势分类器 200 判定接口 106 上的检测到的姿势矢量是否具有与任何经定义的姿势矢量(通过用于经定义的姿势的相应的容差来规定经定义的姿势矢量)的关系。许多机构都可用于作出这个判定,这大大地超越了本揭示的范围。

[0104] 如果接口 106 上信号(例如,检测到的姿势矢量 V_{pt})与姿势定义 52a 的比较导致有利的比较,则通过姿势分类器 200 提供这个定义的经定义的姿势的指示。如果没有发生如此的匹配,则通过姿势分类器 200 替代地提供未分类姿势的代码指示,以表示检测到的姿势矢量没有与任何姿势定义 52a 相关联。例如,这可能发生在图 4A 的例子中,如果检测到的姿势矢量 V_{pt71} 在锥体 64 和 70 两者之外。

[0105] 在一个实施例中,把姿势分类器 200 提供的姿势分类传送到 N 个中的 M 个滤波器 202。N 个中的 M 个滤波器 202 判定病人的 N 个中的 M 个最近姿势分类是否是相同的分类。如果是相同的分类,则把这个“N 个中的 M 个姿势”的指示提供给接口 206 上的姿势状态分类器 204。如果大多数最近的 N 个中的 M 个姿势不是相同的姿势或已经表示为未分类的,则在一个实施例中,N 个中的 M 个滤波器 202 继续提供 N 个中的 M 个滤波器最近检测到的 N 个中的 M 个姿势的指示。在另一个实施例中,N 个中的 M 个滤波器可以只提供检测到的不是 N 个中的 M 个姿势的指示。下面描述 N 个中的 M 个滤波器的使用。

[0106] 如上所述,除了在接口 106 上接收到的姿势信号之外,姿势状态检测逻辑 108 可以附加地或另外地在接口 102 上接收一个或多个活动信号。可以把这些信号传送到事件检测器 208。

[0107] 事件检测器 208 包括对接收到的信号与每个活动状态定义 52b 进行比较以对病人的活动进行分类的活动分类器 207。例如,这可以以上述参考图 4B 讨论的方式来完成。事件检测器 208 进一步判定分类的活动是否为活动的“事件”的指示。如果是,则把检测到

事件的活动状态的指示提供给接口 210 上的姿势状态分类器 204。然而,如果接口 102 上的信号不反映定义的活动的的事件,则把没有检测到事件的指示提供给姿势状态分类器 204。下面进一步描述事件检测的使用。

[0108] 在上述方式中,姿势状态分类器 204 可以在接口 206 上接收来自 N 个中的 M 个滤波器 202 的 N 个中的 M 个姿势指示以及在接口 210 上接收来自事件检测器 208 的活动事件指示。在另外的一个实施例中,只可以把这些指示中之一提供给姿势状态分类器 204。然后姿势状态分类器 204 对这些指示与姿势状态定义 52 进行比较。如果接口 206 和 210 上的一个或多个信号有利地与任何定义进行比较,则在接口 213 上提供姿势状态的指示。这个指示可以是经编码的值、位映射的值或病人的姿势状态的其它类型的指示。

[0109] 作为几个例子,可以在接口 206 上提供直立姿势的指示,并且可以在接口 210 上提供活动的活动状态事件的指示。这可以有利地与直立和活动姿势状态定义进行比较,因此可以在接口 213 上把直立和活动姿势状态的指示提供给停留时间逻辑。另一方面,可以在接口 206 上提供直立姿势的指示,并且可以在接口 210 上提供没有检测到活动事件的指示。这可以与直立姿势状态进行有利地比较,直立姿势状态要求直立姿势的检测而不考虑病人的活动状态。因此,可以在接口 213 上提供直立姿势状态的指示。相反地,可以在接口 210 上提供活动的活动状态的指示,导致在接口 213 上提供活动的姿势状态的指示。这可以是只要求活动的活动状态而不考虑姿势的一个姿势状态。

[0110] 在一些实施例中,并且根据系统中给定时刻使用的姿势状态定义 52,在接口 206 和 210 上接收的各种信号可以导致病人立刻就满足多个姿势状态定义的要求。既然是这样,在一个实施例中,可以使用这些定义的相对重要的某个分层配置来确定将在接口 213 上识别多个姿势状态中的哪一个而产生一个响应。在另一个实施例中,可以在通过姿势状态分类器 204 提供的姿势状态指示中包括不同的字段,以致可能同时识别多个姿势状态(例如,一个只与姿势相关联,而另一个只与活动相关联,而一个与两者相关联)。

[0111] 把姿势状态分类器 204 在接口 213 上提供的指示传送到停留时间逻辑 214。可以使用停留时间逻辑 214 来保证一旦把病人分类在姿势状态中,病人在预定停留时间中不能够退出该姿势状态。如果病人在停留时间消逝之前退出该姿势状态,则不采取响应于该姿势状态中病人的分类的动作。只有在该停留时间消逝之后,才可以响应于分类而采取任何动作。如此,利用停留时间来保证病人可能占据的短时段的暂时姿势状态不会提示动作(诸如不希望有的治疗改变)。此外,使用停留时间防止病人在两个姿势状态之间进行短时期的转换时,占据两个姿势状态定义之间的边界处的姿势状态的病人触发多个动作(例如,多个治疗修改)。通过选择适当的停留时间,会对响应于这种短期和重复姿势状态重新分类的动作进行抑制。只有在病人最终以稳定的方式进入两个姿势状态中的一个或另一个之后,才会启动动作(例如,治疗改变)。

[0112] 在一个实施例中,停留时间逻辑 214 访问当前姿势状态数据 55,该数据表示最近以稳定方式对病人进行分类的姿势状态。停留时间逻辑 214 对最近的稳定姿势状态与通过接口 213 上姿势状态分类器 204 表示的姿势状态进行比较。如果发生失配,则可以进行病人姿势状态的可能的重新分类。根据当前揭示的一个实施例,在启动因为姿势状态重新分类的响应之前,通过由停留时间逻辑 214 提供的定时器测量相应的停留时间 T。在整个停留时间 T 中,接口 213 上识别的姿势状态必须保持稳定,以致不发生其它的重新分类。如果保

持这个稳定性,则停留时间逻辑 214 把发生姿势状态重新分类的指示提供给响应逻辑 110,并且启动一个或多个适当的响应。如上所述,适当的响应可以包括治疗提供的修改、停止或启动、数据的存储、通知的产生、通信会话的启动或改变和 / 或包含系统 10 的其它响应。另一方面,如果在接口 213 上信号再次改变之前停留时间没有消逝,则当检测到接口 213 上信号改变时重置停留时间。然后重复该过程。这将参考下面的附图进行描述。

[0113] 停留时间逻辑 214 使用的停留时间可以是“硬编码的”或可以替代而是可编程的。例如,当正在启动 IMD 12 时,临床医师可以对这个值编程,并且可以在此后临床医师要求的任何时刻进行重新编程。

[0114] 在一个实施例中,系统可以根据当前系统条件而自动地选择停留时间。例如,停留时间可以全部或部分地基于当前姿势状态数据 55。这允许根据通过当前姿势状态数据 55 识别的、最近分类的病人的稳定姿势状态来选择不同的停留时间。例如,如果与倾斜位置相关联的姿势相比最近分类的病人的稳定姿势状态反映出直立姿势,则可以选择不同的停留时间。作为另一个例子,如果最近分类的病人处于活动的活动状态,则停留时间可以与确定病人的活动状态与不活动相关联的情况中的停留时间不同。在再一个实施例中,可以根据最近姿势状态转换来选择停留时间。例如,假设当前记录通过当前姿势状态数据 55 表示的病人最近的稳定姿势状态为直立与活动。在这个姿势状态之前,对病人的分类是处于稳定的直立与不活动。可以通过当前姿势状态数据 55 记录从直立与活动到直立与不活动的转换,并且用于选择停留时间。作为再一个例子,可以使用在接口 213 上提供的新检测的姿势状态指示来选择停留时间,或可以使用通过当前姿势状态数据 55 指示的病人最近的稳定姿势状态到接口 213 上表示的新检测到的姿势状态的转换来选择停留时间。

[0115] 在一个实施例中,通过停留时间逻辑 214 强加的停留时间可以是响应-特定的。因此,一旦在接口 213 上发生姿势状态的重新分类,在把信号提供给响应逻辑 110 之前就可以强加第一停留时间以提示响应逻辑 110 启动第一响应(例如,改变治疗提供)。可以在停留时间逻辑 214 向响应逻辑 110 提供信号以前强加与第一停留时间不同的第二停留时间以启动第二响应(例如,事件通知)等。如果使用多个如此的停留时间,则有可能使出现在接口 213 上的姿势状态分类保持足够长时间的稳定以提示与第一停留时间相关联的第一动作。然而,在第二较长的停留时间消逝之前,在接口 213 上的信号会改变。因此,永远不会启动已经与该姿势状态分类相关联的第二动作,由于没有得到第二较长停留时间的信号稳定性。

[0116] 可以理解,许多实施例都是可能的,包括包含可能是硬编码的一个停留时间或单个可编程的停留时间的简单的方法。在其它实施例中,可以根据监视的系统条件自动地选择停留时间。在更灵活的实施例中,可以对不同类型的响应选择不同的停留时间。根据这个较新的技术,多个停留时间可以是硬编码的、可编程的、根据系统条件或其某个组合自动地选择的。

[0117] 在一个实施例中,使用出现在接口 213 上的姿势状态分类对当前姿势数据 55 进行更新。在一个实施例中,发生这个的时间可以基于停留时间。即,在相关联的停留时间(如通过停留时间逻辑 214 表示的和通过接口 217 上的使能信号表示的)已经消逝之后,仅存储出现在接口 213 上的任何重新分类作为当前姿势数据 55。

[0118] 可以理解,当使用停留时间时,出现在接口 213 上比相应的停留时间短的姿势状

态分类不会提示相关联的响应。此外,在利用停留时间来更新当前姿势状态数据 55 的一个实施例中,不会通过更新当前姿势状态数据 55 来反映呈现比相应的停留时间短的姿势状态和 / 或不会导致更新其它记录,诸如姿势状态历史文件 54。当然,如果要使用所有的姿势状态改变来更新当前姿势状态数据 55 和 / 或姿势状态历史文件 54,则这个动作根本不需要与停留时间相关联,或替代地,可以把停留时间设置为 0。例如,在一个实施例中,为了分析的目的,可以要求记录出现在接口 213 上的所有的姿势状态分类,而不管在该接口上以稳定方式保持这些改变达多长时间。因此,可能存在没有在接口 213 上姿势状态分类和姿势状态记录之间强加任何停留时间而保持的一个或多个日志。

[0119] 在一个实施例中,停留时间逻辑 214 可以利用一个或多个软件和 / 或硬件定时器,每当更新接口 213 上的当前姿势状态信号时,就重新启动该定时器。下面参考图 10 讨论这种强加停留时间的定时器的使用。

[0120] 如上所述,当响应逻辑 110 接收来自停留时间逻辑 214 的定时器到期的指示时,响应逻辑 110 会启动相应的响应。这个响应可以是处理器 34 控制的和 / 或通过治疗模块 32 提供的治疗修改。另一方面或另外,这个响应可以是通知逻辑 112 控制的通知,诸如通过遥测逻辑 38 提供给外部设备(诸如编程器 20)的通信,或可以包括某个其它通信会话的启动。响应可以包括更新当前姿势状态数据 55 和 / 或更新姿势历史文件 54。其它响应都是可能的,在当前揭示的范围内。

[0121] 可以理解,图 6 是功能性方框图。可以以硬件、编程的指令或其某个组合来实现图 6 所示的任何逻辑块。此外,可以以多种方式来实现逻辑块之间的接口,并且不必定表示硬件接口。例如,图 6 的一个或多个逻辑块不必定物理连接到与它们共享接口的逻辑块。替代地,可以逻辑地连接这种逻辑块,如通过从一个逻辑块到另一个逻辑块传送信息的处理器 34,例如,或通过经过公共存储器进行共享的逻辑块。

[0122] 在一些实施例中,可以把图 5 和 6 中所示的所有逻辑包括在植入在病人 14 中的一个器件(例如,IMD 12)中。在其它实施例中,图 5 和 6 的一个或多个逻辑块驻留在病人身体之外。例如,在一个实施例中,可以在佩带在病人体外的一个系统中实现图 6 的整个系统。在另一个实施例中,可以把传感器 40 和 / 或控制逻辑 41 的一些部分植入在病人中,并且可以与病人体外的控制逻辑 41 的其它部分进行无线通信。因此,本技术领域技术人员可以设想许多情况。

[0123] 可以理解,可以省略图 6 的一些逻辑块或用于其它目的。例如,可以容易地适配事件检测器 208 以用于对姿势改变事件进行分类,替代地,或此外,用于对活动事件进行分类。相似地,可以适配 N 个中的 M 个滤波器 202 而用于对活动状态改变进行分类,替代地,或此外,用于检测 N 个中的 M 个姿势。另一方面,在一些实施例中,可以完全省略 N 个中的 M 个滤波器 202 和事件检测器 208 中的一个或两者。这将在下面该逻辑的更详细说明中进一步描述。

[0124] 图 7A 是根据本揭示的一个示例性实施例的、示出停留时间的使用的定时图。该图示出使用姿势状态的检测来控制治疗的提供,虽然可以使用这种检测来启动其它响应,如上所述。在时刻 T0 处,假设已经检测到第一稳定姿势状态,并且正用于控制第一治疗等级(治疗等级 1)的治疗提供,治疗等级 1 已经与姿势状态 PS1 相关联。在时刻 T1 处,检测到不同的第二姿势状态 PS2。假设以前已经使不同的治疗等级(治疗等级 2)与这个姿势状态

PS2 相关联。响应于姿势状态 PS2 的检测,不是立刻把治疗等级改变到治疗等级 2,而是强加停留时间。尤其,起动称之为“停留时间定时器”的定时器 / 计数器达已经与该姿势状态改变相关联的停留时间 T1。

[0125] 如上所述,存在用于选择在给定情况中使用哪个停留时间的许多可能性。在一个简单的实施例中,一个停留时间可以用于所有的姿势状态改变。在更复杂的系统中,可以关于正在发生的特定姿势状态改变、关于最近的稳定姿势状态、关于新检测到的姿势状态、关于响应类型和 / 或关于某个其它监视条件,来选择停留时间。例如,可以根据病人在最近的姿势状态转换之前呈现的以前稳定的姿势状态 PS1 来选择停留时间 T1。另一方面,可以根据新检测到的姿势 PS2 替代地选择停留时间 T1。在另一个实施例中,可以使用从 PS1 到 PS2 的特定转换来选择停留时间。可以使用其它系统条件,诸如病人的生理条件(心率、血压等),来选择停留时间。

[0126] 在当前的例子中,停留时间 DT1 在时刻 T2 处到期,如箭头 220 所表示。由于在整个停留时间期间病人的姿势状态没有改变,在该停留时间到期时,治疗提供的等级从与 PS1 相关联的治疗等级 1 改变到与 PS2 相关联的治疗等级 2。这个改变可能作为阶跃函数而发生,如阶跃函数 224 所示。然而,在另一个实施例中,改变随时间而发生,诸如使用斜坡函数或某个其它治疗调节函数。可以使用任何类似的线性或非线性斜坡或指数攻击函数,如通过虚线 226 所示,以得到目标治疗等级 2。用于系统中的斜坡或攻击函数的类型和 / 或发生到第二治疗等级的改变的时间都是可编程的。此外,发生调节的治疗调节时间同样是可编程的。

[0127] 在时刻 T3 处,病人的姿势状态再次返回到姿势状态 PS1。不是立刻返回到治疗等级 1,强加了停留时间。在这个例子中,为该情况选择的停留时间,停留时间 DT2,与病人进入姿势状态 PS2 时使用的时间 DT1 不同。通过箭头 227 表示的、这个选中的停留时间可以基于上述的任何考虑。另一方面,当检测到任何姿势转换时可以使用通用停留时间,如上所述。

[0128] 正如上述的情况,停留时间在时刻 T4 处到期而病人没有移动姿势状态。因此,再次向病人提供与 PS1 相关联的治疗等级。示出作为阶跃函数而发生到治疗等级 1 的返回。然而,可以选择任何类型的线性斜坡或衰减函数作为替代,如虚线 230 所示。响应于治疗等级的降低而选中的函数与响应于治疗等级的增加而选中的函数是不同的。即,如果要求的话,响应于治疗的增加而选中的函数 226 之一不需要与响应于治疗的降低而选中的函数 230 之一相对应。

[0129] 以上述方式,在检测到姿势状态移动的时间和响应的时间(在本情况中是启动了治疗等级调节)之间强加了停留时间。

[0130] 图 7B 是根据本揭示的另一个示例性实施例的、示出停留时间的使用的定时图。像关于图 7A 讨论的那个定时图一样,本定时图描绘各种治疗等级的治疗的提供。响应于检测到的姿势状态而提供这些治疗等级。

[0131] 在时刻 T0 处,已经检测到姿势状态 PS 1,并且正用于以治疗等级 1 提供治疗。在时刻 T1 处,检测到不同的第二姿势状态 PS2。像上述例子中的情况那样,使不同的治疗等级 2 与这个姿势状态相关联。响应于姿势状态 PS2 的检测,不是立刻把治疗等级改变到治疗等级 2,而是强加停留时间 DT1,如箭头 234 所示。

[0132] 在时刻 T2 处,在停留时间 DT1 到期之前,病人的姿势状态再次改变到与原始姿势状态 PS1 不同的第三姿势状态 PS3。因此,与 DT1 相关联的定时器复位,并且起动第三姿势状态 PS3 的定时器,如箭头 236 所示。与该定时器 DT2 相关联的停留时间与用于 PS2 的停留时间 DT1 不同,虽然在其它实施例中不必定是这个情况,如上所述。

[0133] 在时刻 T3 处,病人的姿势状态再次移动回到原始姿势 PS1。由于这发生在停留时间 DT2 到期之前,所以可以通过箭头 236 看到,根据病人的姿势状态 PS3 分类而起动的停留时间定时器复位。一旦再次没有治疗改变发生。仍以治疗等级 1 提供治疗,这是与 PS1 相关联的治疗等级。如果没有其它动作与姿势状态 PS 1 相关联,则在一个实施例中,没有停留时间定时器需要起动。已经以与这个新呈现的 PS1 的姿势状态相关联的等级来提供治疗。

[0134] 在时刻 T4 处,病人再次呈现姿势状态 PS3。因此,起动停留时间定时器到停留时间 DT2,如箭头 238 所示。在时刻 T5 处,停留时间定时器到期,同时病人仍呈现姿势状态 PS3。因此,启动相关联的响应,在本例子中,该响应是到治疗等级 2 的治疗改变。如图 7A 的情况那样,可以作为阶跃函数而启动治疗的改变。然而,在一个实施中,改变随时间而发生,作为斜坡或某个其它治疗调节函数,诸如指数斜坡函数。当前的例子示出作为斜坡函数而发生治疗的改变,在通过箭头 240 表示的治疗调节时间上得到目标治疗等级 2,这在一个实施例中是可编程的。

[0135] 图 7A 和 7B 的上述例子假设根据新呈现的姿势自动地选择停留时间。例如,在图 7B 中,停留时间 DT1 用于新呈现的姿势状态 PS2,其中停留时间 DT2 用于新呈现的姿势状态 PS3。在另一个实施例中,为这个目的,可以使用以前检测到的稳定姿势状态。例如,在图 7B 中,可以选择与姿势状态 PS1(不是新的姿势状态 PS2) 相关联的停留时间,以便在时刻 T1 处处于姿势状态 PS2 的病人的重新分类之后使用。

[0136] 图 7C 是根据本揭示的另一个示例性实施例的、示出停留时间的使用的定时图。这个图描述响应于单个检测到的姿势状态改变而使用多个停留时间。使用这些停留时间来启动多个响应。

[0137] 在时刻 T0 处,已经使病人分类在稳定姿势状态 PS1 中,并且使用与该姿势状态相关联的治疗等级,治疗等级 1,来向病人提供治疗。在时刻 T1 处,把病人分类在不同的第二姿势状态 PS2 中。假设不同的治疗等级 2 与该姿势状态相关联。响应于病人姿势状态的重新分类,不是立刻使治疗等级改变到治疗等级 2,而是强加了停留时间 DT1。尤其,起动定时器达停留时间 DT1,该停留时间 DT1 已经与该姿势状态改变相关联,并且用于启动治疗等级的改变。通过箭头 242 来表示这个停留时间。此外,起动第二定时器,该定时器与不同的、比停留时间 DT1 长的、停留时间 DT1' 相关联,如箭头 246 所示,使用第二时间来启动与治疗等级改变不同的响应。例如,可以使用其它停留时间来改变与图 7C 表示的那个不同的某个治疗等级,以起动另一个治疗、停止另一个治疗、启动通知、提示数据的存储、启动通信会话或某个其它响应。

[0138] 在时刻 T2 处,与停留时间 DT1 相关联的第一停留时间定时器到期,如箭头 242 所示。因此,使治疗等级改变到治疗等级 2。在本例子中,这不是立刻改变的,而是根据指数攻击函数而发生的,如曲线 244 所示。

[0139] 在时刻 T3 处,在与停留时间 DT1' 相关联的第二停留时间定时器到期之前,病人的姿势状态改变到 PS3。因此,第二停留时间定时器复位,没有启动与该第二定时器相关联的

响应。而是,起动与 PS3 相关联的至少一个定时器。在本例子中,起动第一停留时间定时器达停留时间 DT1,如箭头 248 所示。该停留时间定时器与治疗改变到一个等级相关联,该等级与 PS3 相关联。也响应于到姿势状态 PS3 的改变(用于启动第二响应)而起动第二停留时间定时器。第二停留时间定时器在停留时间 DT1' 之后到期,如箭头 250 表示。

[0140] 在时刻 T4 处,与停留时间 DT1 相关联的第一停留时间定时器到期,因此治疗等级改变到与姿势状态 PS3 相关联的治疗等级,在本例子中,假设它为治疗等级 3。如治疗等级 2 的情况那样,改变不是立刻发生的,而是使用指数攻击函数而发生的,如曲线 252 所示。在时刻 T5 处,与停留时间 DT1' 相关联的第二停留时间定时器也到期了,导致启动第二响应,第二响应可以是许多与移动到姿势状态 3 相关联的响应中的任何一个。

[0141] 在本例子中,对于两个姿势改变,所选择的停留时间是相同的。即,当姿势改变到 PS2 发生在时刻 T1 处时,选择停留时间 DT1,用于启动治疗等级的改变,并且选择停留时间 DT1',用于启动第二响应。还选择这两个相同的停留时间,以便当发生移动到姿势状态 PS3 时使用。因此,这个例子示出停留时间可以是响应特定的,并且不基于呈现的姿势状态。当然,在另一个实施例中,可以使用相同的停留时间来启动多个响应。在再另一个实施例中,所选择的两个停留时间可以都是响应特定的,并且还基于姿势状态信息(例如,最近的稳定姿势状态、新呈现的姿势状态、两个之间的转换等)。

[0142] 可以理解,图 7A-7C 只是示例性的,可以设想许多其它情况,以便使用一个或多个停留时间来控制作为一个或多个姿势状态改变的结果的一个或多个响应的启动。

[0143] 图 8 是示例性数据结构,可以使用该数据结构使姿势状态与响应相关联。列 260 列出各种姿势状态,PS1 到 PSX。如上所述,这些姿势状态可以包括姿势、活动状态或两者。示例性姿势状态可以包括直立、躺下、直立与活动、活动等。

[0144] 每个姿势状态可以与一个或多个响应相关联,所述响应是已经把病人分类在该姿势状态中之后才启动的。根据当前的揭示,可以通过相应的停留时间来延迟响应的启动。

[0145] 图 8 的数据结构的列 262 与第一响应相关联,第一响应包括到治疗 1 的改变。在本例子中,列 262 列出要用于提供治疗的治疗参数值。例如,在姿势状态 PS 1 的行 264 中,列出参数 1 的值为“PA”,这可以是用于提供电刺激的刺激幅度。另一个参数 2 具有列出为“PF”的值,这可以是提供刺激的频率。再另一个参数 N 具有列出为“PE”的值,这可以是用于提供刺激的电极的组合。在列 262 中可以包括任何数量的参数,包括用于提供治疗 1 的程序和 / 或程序组列表、刺激的占空比、刺激脉冲宽度等。

[0146] 以相似的方式,可以对表中其它行的每一个选择参数,用于响应于正分类于相应姿势状态中的病人而向病人提供治疗 1。如果要求的话,对于某些姿势状态,在检测该姿势状态之前,可能要求放弃启动任何响应,保持治疗提供等级和其它系统操作。例如,把这表示为不对行 266 中的姿势状态 PSX 提供各种响应值。在再一个例子中,可以要求响应于特定姿势状态的检测而暂停提供特定治疗,或开始新治疗的提供。同样地把如此的信息保留在诸如图 8 所示的数据结构中。

[0147] 提供另外的行 268 和 270 以列出用于启动一个或多个附加响应的值。例如,行 268 与可以提供给病人的第二类治疗相关联。例如,这种治疗可以与给病人的治疗物质的提供相关联。可以提供各种参数值,以响应于姿势状态分类而控制这个提供。再其它的响应可以包括所提供的通知。控制这种通知的参数可以表示要如何提供通知等。

[0148] 在一个实施例中,某些姿势状态可以与无响应相关联,而其它姿势状态可以与一个或多个响应相关联。因此,在一个最灵活的实施例中,作为每个姿势状态的结果而产生的响应的类型和 / 或数量是可选择的。如果要求的话,包含在诸如图 8 所示的数据结构中的信息可以是病人特定的、通过临床医师在启动 IMD 的时刻选择的、以及之后如认为必要而进行更新的。

[0149] 为了提供要求较少的编程选择因此更合意地启动的一种系统,可能要求对给定姿势状态可用的响应的选择进行“硬编码”,并且对与一个或多个响应相关联的至少某些参数进行预选择。例如,可以通过设备制造商来执行这个类型的预选择过程。

[0150] 如上所述,在精简环境中,可以利用单个停留时间来启动所有的响应。可以选择相同的停留时间而不管病人以前的或当前的姿势状态。根据一个更灵活的方法,可以根据响应来选择停留时间,如图 7C 中所示,和 / 或根据姿势状态数据来选择停留时间,如图 7A 和 7B 所示。

[0151] 图 9 是根据一个实施例的示例性数据结构,可以使用该数据结构来选择停留时间。列 280 列出姿势状态信息。行 282 与最近稳定姿势状态(即,“当前”姿势状态)相关联,行 284 与新检测到的姿势状态相关联,而行 286 与姿势状态转换相关联。

[0152] 根据这些实施例,如果要求的话,在一个实施方式中,可以根据最近姿势状态(如通过当前姿势状态数据 55 反映的)来选择停留时间。另一方面,可以根据新呈现的姿势状态(如在接口 213 上提供的到图 6 的停留时间逻辑 214 的)来选择停留时间。在再另一个实施例中,可以使用当前新姿势状态之间的特定转换来选择停留时间。因此,在一个实施例中,系统可以根据通过行 282、通过行 284 或通过行 286 提供的选择进行选择而操作。根据一个更精简的方法,当选择停留时间时,系统不需要考虑姿势状态。

[0153] 根据另一个方面,可以以响应特定的方式来选择停留时间。参考列 288 而示出这种情况。一个或多个类型的响应的每一个可以包括各自的停留时间。在所示的例子中,在行 282 中示出的每个姿势状态与每个类型的响应(例如,治疗 1 修改、治疗 2 修改等)的不同的停留时间相关联。根据一个更精简的方法,可以对所有类型的响应使用相同的停留时间。

[0154] 在另一个实施例中,停留时间可以对于如何启动响应为特定的,如关于列 290 所示的那样。例如,如果新姿势状态最终导致治疗等级增加(例如,增加刺激幅度),则可以选择第一停留时间。相反地,如果新姿势状态的改变导致治疗等级减小,则可以选择不同的停留时间。根据这个方法,当作为姿势状态改变的结果而提供幅度的增加时,可以要求使用更长的停留时间,由于这在启动增加的治疗提供的时间之前,更能保证病人确实保持在这个姿势状态中。

[0155] 作为另一个例子,如果作为姿势状态改变的结果要启动治疗,则可以选择一个停留时间,再另一个例子,如果姿势状态改变导致治疗的停止,则可选择不同的停留时间。如此,可以根据响应改变的类型而不是响应本身的类型而选择停留时间。

[0156] 在另一个实施例中,可以使用某个其它度量条件来选择停留时间,诸如使用传感器可以确定的生理条件。例子包括心率、血氧水平、血压等。本技术领域技术人员可以设想许多如此的条件。通过列 292 作为例子。

[0157] 在一个实施例中,选择使用哪个方法来选择停留时间可以是可编程的。例如,临床

医师可以决定使用从行 282 和列 288 的交叉处选择的停留时间。另一方面,临床医师可以决定利用从行 284 和列 290 的交叉处选择的那些停留时间。许多组合都是可能的。

[0158] 如上所述,通过使用应用于启动所有响应的单个停留时间可以使停留时间的选择大大地简化,并且使用单个停留时间而不管正在发生的姿势状态改变。

[0159] 图 10 是停留时间逻辑的一个实施例的功能性方框图。通过停留时间 310 来表示系统中使用的一个或多个停留时间。在一个实施例中,停留时间是可编程的,并且可以把选中的值存储在诸如图 9 所示的数据结构中,或任何其它一个或多个数据结构中,其格式化是很不重要的。可以使如此的数据结构保留在诸如存储器 36 的存储设备中,例如,或可以保留在诸如编程器 20 的外部设备的存储设备中。在后面的情况中,可以在设备初始化期间从诸如编程器 20 的外部设备提供某些或所有的停留时间,或根据需要。另一方面,可以通过设备制造商选择某些或所有的数据以包括在 IMD 12 中,例如,通过在 ROM 中提供这个信息。

[0160] 对于停留时间控制逻辑 312 来说,停留时间是可访问的。停留时间控制逻辑 312 同样可访问的是姿势状态分类器 204 的输出,以及当前姿势状态数据 55。当检测到姿势状态改变时,通过判定来自姿势状态分类器 204 的姿势状态分类与通过当前姿势状态数据 55 表示的姿势状态不同而完成,停留时间控制逻辑 312 控制这个姿势状态改变如何影响一个或多个定时器 314 的操作。尤其,如果在检测到姿势状态改变的时时刻定时器 314 之一正在测量停留时间,则使这个定时器复位,并且不启动相应的响应。这是因为在另一个姿势状态改变之前完整的停留时间还未到期,如参考图 7A-7C 所描述。

[0161] 此外,停留时间控制逻辑 312 可以以适当的停留时间装载定时器 314 之一,并且启动该定时器。可以根据当前姿势状态数据 55 选择要使用的停留时间,当前姿势状态数据 55 表示刚在最近分类之前对病人进行分类而处于的稳定姿势状态。例如,这对应于图 9 的示例性行 282。另一方面,可以根据姿势状态分类器 204 的输出来选择停留时间,这表示新呈现的姿势状态分类。这对应于图 9 的示例性行 284。另一方面,可以使用两个姿势状态之间的转换来选择停留时间,如图 9 的示例性行 286 所示。

[0162] 停留时间控制逻辑 312 还可以接收来自条件逻辑 318 的指示,这可以表示停留时间可基于的、与系统相关联的生理和其它条件。停留时间控制逻辑 312 可以使用所有接收到的输入来选择与当前情况对应的一个或多个合适的停留时间 310。可以把选中的停留时间的每一个装载到相应的一个定时器 314 中,并且可以启动定时器。这可以包括启动单个定时器、或多个定时器,如联系图 7C 所讨论的那样。

[0163] 对于每个定时器,停留时间控制逻辑 312 可以跟踪作为定时器到期的结果而启动的一个或多个响应。可以从与图 8 所示的相似的响应表 320 得到这种信息。这个数据结构的格式化和内容是大大地无关的。重要的是要注意停留时间控制逻辑 312 使定时器与一个或多个响应相关联。在定时器到期时,停留时间控制逻辑 312 能够把信号提供给响应逻辑 216 以指示要启动的响应的类型。如上所述,这种响应可以包括一个或多个治疗的修改、治疗的启动、治疗的停止、数据的存储、通信会话的启动、通知的启动等。如果要求的话,这种响应甚至可以包括与更新当前姿势状态数据 55 相关联的定时,以反映通过姿势状态分类器 204 表示的新姿势状态。如此,可以在系统中有利地使用的任何类型的响应可以与停留时间相关联。

[0164] 图 10 示出多个定时器的使用。如果要在单个定时器环境中使用多个停留时间,则可以使用停留时间增量。例如,如果两个响应要与姿势状态改变相关联,并且分别在第一时间刻 T1 处和较长的时刻 T2 处启动这些响应,则可以把第一时间刻 T1 装载到停留时间定时器中。在这个时刻 T1 到期时,可以在同一定时器中装载 T2-T1 的时间增量。然后可以使用这个增量时间来启动第二响应。

[0165] 可以以硬件(包括分立元件、一个或多个处理其或任何其它类型的电路)的组合、编程的指令或其任何组合来实现图 10 的逻辑。例如,停留时间控制逻辑 312 可以包括执行编程的指令的一个或多个处理器。一个或多个定时器仅以是软件定时器、硬件定时器或它们的某个组合。此外,图 10 中分割逻辑的方式是大大地任意的,并且选择而帮助功能性的讨论。然而,可以以其它方式发生分割。此外,可以以许多方式来实现逻辑块之间的接口,并且不必定表示硬件接口。例如,不必须把图 10 的一个或多个逻辑块物理链接到与它们共享接口的那些逻辑块。而是,可以在逻辑上连接如此的逻辑块,例如,通过从一个逻辑块到另一个逻辑块传递信息的处理器 34。因此,接口表示信号、控制和 / 或数据的流,并且不旨在把本揭示限制在任何特定的互连配置中。总的来说,不应该把图 10 解释为限制本揭示于任何特定的实施、互连或逻辑的分割,本技术领域技术人员可以设想许多实施例。

[0166] 图 11A 是根据一个实施例的示例性用户界面屏幕,可以使用该用户界面屏幕来选择停留时间。通过临床医师编程器或某个其它编程设备可以提供这个类型的界面。许多出现在该菜单上的图标超出了当前揭示的范围,因此不再讨论。重要的是下拉菜单 321,利用它从定义的姿势状态列表中进行选择。在一个实施例中,可以通过设备制造商来提供这个列表。在另一个实施例中,诸如临床医师的用户可以提供这个列表,至少一部分,定义用于治疗特定病人的姿势状态。因此,在一个实施例中,这个列表至少部分地是病人特定的。

[0167] 一旦已经选择了姿势状态(例如,直立),就可以使用第二下拉菜单 322 选择与该姿势状态相关联的停留时间。该菜单可以显示以绝对项(例如,秒、分或度量的某个其它单位)描述的停留时间的列表,或可以替代而显示以相对项(例如,短、中、长)描述的停留时间列表。可以通过诸如临床医师之类的用户定义这些相对描述,或通过设备制造商的“硬编码”来定义。一旦已经进行了选择和关联,就可以通过选择按钮 323 调用保存功能。这使选中的姿势状态和停留时间发生关联。例如,可以把如此的关联存储在诸如图 9 中示出的数据结构中。

[0168] 在一个实施例中,以上述方式选中的姿势状态是病人正在转换的姿势状态。即,停留时间与新呈现的姿势状态相关联,如图 9 的行 284 中所示,以及如图 7A 和 7B 所示。在另一个实施例中,如果要求的话,选中的姿势状态可以与通过当前姿势状态数据 55 反映的姿势状态相关联。

[0169] 图 11A 的用户界面屏幕包括用于选择锥体大小的第三下拉菜单 324。这涉及用于定义姿势的锥体的大小,如参考图 4A 所示。这与当前的揭示大大地无关,不再进一步描述。

[0170] 可以理解,图 11A 所示的用户界面支持精简的系统,该系统不提供基于姿势状态转换、响应类型、响应的改变或任何其它条件的停留时间的选择。在一个更复杂的系统中,可以使用附加的下拉菜单以把更多复杂性添加到停留时间的选择中。相对于图 11B 给出示例。

[0171] 图 11B 是根据揭示的一个方面的用户界面的另一个例子。像图 11B 的情况那样,

可以通过临床医师编程器或某个其它编程设备提供这个界面。在该例子中,根据姿势状态转换而不是根据可能的新姿势状态来选择停留时间,如参考图 11A 所描述。例如,参考图 9 所示的数据结构的行 286 来描述根据姿势状态转换的这种停留时间。

[0172] 根据示例性屏幕显示器,用户使用屏幕部分 325,对 6 类姿势状态转换的每一类选择相应的停留时间。尤其,下拉菜单 325a 选择与从直立姿势状态转换到三个躺下姿势中任何一个对应的停留时间。这三个躺下姿势包括病人仰面躺下 (B)、以左侧躺下 (L) 以及以右侧躺下 (R)。因此,在该实施例中,任何时候发生这三个姿势状态转换中的任何一个时,将使用相同的停留时间。

[0173] 以相似的方式,下拉菜单 325b 选择与从直立姿势状态到病人趴着躺下 (F),或脸向下,的姿势状态的转换对应的停留时间。下拉菜单 325c 选择当从任何躺下姿势状态(包括趴着、仰面、右侧和左侧)转换到直立姿势状态时使用的停留时间。

[0174] 使用下拉菜单 325d 来选择停留时间,当检测到从直立姿势状态到移动姿势状态的转换时使用该停留时间。根据一个例子,可以根据直立姿势和相当低的活动程度来定义直立姿势状态,而可以根据直立姿势状态和某个选中的“移动”阈值程度以上的活动程度来表示移动姿势状态。因此,在本例子中,任何时候当正直立着的病人开始活动,该活动导致检测到的活动程度转换到与移动姿势状态相关联的阈值之上时,就使用通过菜单 325d 选择的停留时间。可以使用再一个下拉菜单 325e 来选择用于相反转换的停留时间,该相反转换包括从移动姿势状态到更固定不动的直立姿势状态的转换。

[0175] 最终,使用下拉菜单 325f 来选择停留时间,任何时候当病人从一个躺下姿势状态(例如,趴着、仰面、左侧、右侧)到不同的躺下姿势状态转换时使用该停留时间。

[0176] 在屏幕部分 325 中,可以选择以秒 (s) 或分 (m) 为单位的任何时间。在其它实施例中,可以使用附加的和 / 或另外的时间单位。

[0177] 在屏幕部分 326 中,选择用于定义移动姿势状态的阈值。尤其,下拉菜单 326a 允许用户选择移动阈值程度,当病人在相当固定不动的直立姿势状态到更活动的移动姿势状态转换时,要确定这个移动阈值程度。本例子示出选择“低”作为该阈值。可以理解,可以定义其它值来提供菜单 326a,诸如“中等”、“强烈”等。

[0178] 在本例子中,为该阈值程度选择的值(例如,“低”)是相对值,而非绝对值。通常,相对阈值程度与从处理传感器 40 的信号得到的某个绝对值相关联。例如,“低”的值可以与从处理传感器 40 的信号得到的信号值(例如,“40”)相关联,如上参考图 4B 所描述。设备制造商可以对关联进行硬编码。另一方面,可以通过诸如临床医师等最终用户使用用户界面的另一个屏幕显示器来创建这个关联。在再另一个实施例中,可以使用绝对阈值直接提供下拉菜单 326a。

[0179] 可以理解,在系统中用于定义和使用的、可得到的姿势状态的数量实际上是无限的。因此,可以在图 11A 和 11B 所示类型的用户界面中使用的姿势状态的各种组合实际上也是无限的。在一个实施例中,可以通过设备制造商预先定义这些组合。在另一个实施例中,在屏幕部分 325 和 326 中可得到的转换类型和阈值至少部分地是通过用户可选择的。例如,当用户定义各种姿势状态时,还可以允许用户来确定为了停留时间的选择而如何组合和显示姿势状态。因此,可以使用通过诸如临床医师等用户提供的姿势状态定义和停留时间选择数据动态地产生诸如图 11A 和 11B 示出的停留时间屏幕显示。后面的方法提供高度的灵

活性,允许用户确定停留时间逻辑工作的特异度。

[0180] 图 12 是根据当前揭示的一个实施例的流程图。例如,可以通过图 6 和 10 的停留时间逻辑 214 来执行这个过程。选择在系统中使用的一个或多个停留时间 (330),这可以通过诸如图 11A 中示出的用户界面来完成。然后当病人进行日常生活活动时对姿势状态进行分类 (332)。如果这个姿势状态分类不表示病人姿势状态改变 (334),则执行返回到步骤 332,对病人姿势状态重新分类。否则,处理继续进行到步骤 336,其中得到相应的停留时间。可以根据姿势状态数据和 / 或其它条件来选择这个停留时间。这些其它条件可以包括要启动的响应的类型、可能发生的响应改变的类型、或诸如生理条件等其它条件。

[0181] 使用选中的停留时间来启动定时器 (338)。如果定时器在另一个姿势状态改变之前到期 (340),则启动相应的响应 (342)。然后处理返回到步骤 332,并且重复该方法。否则,如果在步骤 340 中定时器在检测到另一个姿势状态改变之前没有到期,则定时器复位 (344),并且处理返回到步骤 332 而重复该方法。

[0182] 可以理解,根据另一个实施例,在步骤 336 中可以选择不止一个停留时间,可能导致在步骤 338 中使用多个定时器,并且可能在步骤 342 中启动多个响应。许多变型的实施例对于本技术领域技术人员是显而易见的,包括可以重新安排方法步骤的次序的那些实施例。

[0183] 上述讨论集中在停留时间的使用,以在检测到姿势状态的时间和根据检测到的姿势状态启动响应的的时间之间强加延迟。为此,可以使用的另外的或附加的机构包括事件检测。可以执行事件检测来检测活动的事件、姿势的事件或与姿势状态改变有关的事件。在图 6 所示的示例性系统中,示出执行与活动状态有关的事件检测。因此,对于下面的讨论假设该实施例。然而,可以理解,事件检测并不限于这个目的。

[0184] 通过返回到图 4B 的图可以理解事件检测。在与该附图相关联的例子中,可以处理来自传感器 40 的信号以得到范围可以从 0 到 100 的活动程度。参考这个信号值的可能范围来创建活动状态定义。例如,可以定义不活动的活动状态与范围 0-40 相关联。可以定义另一个中等活动的活动状态的范围为 40-80。再有,可以定义称之为强烈活动的第三活动状态的范围为 80-100。

[0185] 接着,可以使用这些活动状态定义对病人的活动状态进行分类。尤其,可以处理来自传感器 40 的信号以得到当前活动程度。在图 4B 中示出随时间变化的活动程度为信号 81。在时刻 T0 处,这个信号处于不活动范围。没有使用事件检测,当该信号越过 40 的活动程度之后,对该信号重新分类为处于中等活动范围。另一个重新分类发生在该信号向上趋向于越过 80 的边界而进入强烈活动范围时。

[0186] 事件检测改变发生重新分类的点和时间。不是使检测到的信号电平与通过姿势状态定义反映的边界值 (例如,40、80 等边界) 直接进行比较,而是使用转换阈值来调节用于检测姿势状态转换的边界值。此外,强加称之为转换持续期的时间要求,要求在识别姿势状态重新分类之前,姿势状态转换保持在经调节的边界之上 / 之下达选择的时段。可以参考图 13 进行描述。

[0187] 图 13 是根据本揭示的一个实施例的、示出事件检测的使用的定时图。信号 350 是通过处理传感器 40 的信号以得到病人的活动程度指示而得到的活动程度的表示。假设在本例子中使用上面参考图 4B 讨论的活动状态定义,如图 14 的 y- 轴所示。在时刻 T0 处,对

病人活动状态的分类为不活动。在时刻 T1 处,如果系统中没有使用事件检测,则对病人的活动状态重新分类为中等活动。然而,因为正在使用事件检测,所以不使用“40”的值作为不活动的活动状态和中等活动之间重新分类的边界。而是,通过由选中的 TT1 的转换阈值确定的量来调节这个边界,通过箭头 352 表示。尤其,重新分类发生在 $40+TT1$ 处,其中 TT1 是选中的转换阈值。例如,可以选择这个值为“5”,以致直到通过信号 350 表示的活动程度到达 $40+5$ 或 45 时,才会发生重新分类。

[0188] 因为使用转换阈值 TT1 来调节边界,如通过箭头 352 所表示,所以直到 T2 时刻才可能发生病人活动程度重新分类,在该时刻,信号 350 超过 $40+TT1$ 的电平。在时刻 T2 处,当信号电平超过 $40+TT1$ 的阈值时,事件检测的第二方面变得明显。此时,起动与转换持续期相关联的定时器。图 13 中的箭头 354 表示该定时器。为了检测活动的事件,在整个转换持续期期间,信号 350 必须保持在 $40+TT1$ 的阈值之上。

[0189] 在当前的例子中,在时刻 T3 处,在通过箭头 354 表示的转换持续期到期之前,信号 350 跌到阈值 $40+TT1$ 之下。结果,用于转换持续期的定时器复位,没有检测到中等活动的活动状态的事件。

[0190] 接着,在时刻 T4 处,信号 350 再次越过阈值 $40+TT1$ 。再次重新启动与该越过的阈值相关联的定时器,以定出适当的转换持续期时间,如箭头 356 表示。这个时刻,信号 350 保持在阈值 $40+TT1$ 左右,直到时刻 T5 之后当定时器到期时,如箭头 356 表示。因此,在时刻 T5 处,将相对于中等活动的活动状态报告活动事件。

[0191] 信号 350 最终趋向于向下,越过边界 $40+TT1$,在时刻 T6 处,进一步下降到 40 以下。不是单根据与图 5A 的定义相关联的边界立刻对病人活动状态分类为不活动,而是事件检测可以再次应用于这个转换。既然是这样,应用 TT2 的阈值,以致在识别边界越过之前,信号 350 必须降到 $40-TT2$ 之下。通过箭头 358 表示 TT2 的转换阈值。在时刻 T7 处,发生越过 $40-TT2$ 的边界的转换。此时,使用定时器来测量通过箭头 360 表示的转换持续期。如果信号 350 保持在 $40-TT2$ 的电平之下至少转换持续期的一个时段,则检测到不活动姿势状态的事件。

[0192] 在这种情况下中,在时刻 T8 处定时器发生到期之前,信号 350 上升到 $40-TT2$ 的边界之上,如箭头 360 所示。因此,没有检测到病人正处于不活动的活动状态的事件。然而,在时刻 T8 处,信号再次越过 $40-TT2$ 的边界。因此,再次起动与转换持续期相关联的定时器,如箭头 362 表示。此时,活动状态信号保持在 $40-TT2$ 的边界之下达更长的转换持续期,如箭头 362 所示。因此,在时刻 T9 处,当转换持续期已经消逝时,将检测到不活动的活动状态的事件。

[0193] 以上述方式,可以把转换阈值和转换持续期应用于活动检测。如果要求的话,可以根据最近检测到的稳定姿势状态(即,病人正在从其进行转换的姿势状态)、下一个姿势状态(病人正在向其转换的姿势状态)或正在发生的特定转换自动地选择这些值。另一方面或另外,可以根据是否在向上或向下的方向上发生转换来选择这些值。因此,例如,分别通过箭头 352 和 358 表示的值 TT1 和 TT2 不必相同,即使这些值与不活动和中等活动的相同的两个活动状态之间的转换相关联。相似地。当信号趋向于向上还是向下时,如箭头 354、356 和箭头 360、362 表示的包含转换的两个转换持续期不必是相同的。在再另一个实施例中,可以对所有的转换选择相同的转换阈值和持续期,并且可能是相同而不管转换的方

向。可以把系统中可用的转换阈值和持续期存储在与图 9 中所示的相似的数据结构中,以便与停留时间一起使用。如此,可得到要使用的各种值,以致可以根据所监视的系统条件自动地选择在任何给定时刻处使用的转换阈值和持续期。

[0194] 在图 13 的实施例中,转换阈值是相对值,用于修改在姿势状态定义中阐明的边界。例如,在上面提供一个实施例中,把值为 5 的相对转换阈值加到值为 40 的边界中,所述值为 40 的边界用于定义包含姿势状态的姿势状态转换。在另一个实施例中,不是使用这个相对转换阈值,而是使用值为 45 的绝对转换阈值。在这个实施例中,使用转换阈值作为边界,而不是修改通过姿势状态定义提供的边界。

[0195] 如果要求的话,转换阈值和持续期是可编程的。可以使用临床医师编程器 20、或某个其它外部编程器或外部设备来完成这种编程。另一方面,可以通过设备制造商预先选择(“硬编码”)一个或多个如此的值。如果要求的话,在某些或所有的情况中,可以把转换阈值和/或转换持续期设置为 0,因此对于这些情况,全部或部分地排除了事件检测的使用。

[0196] 回到图 6 的功能性方框图,要注意,如果以图 13 所示的方式,满足转换阈值和转换持续期的条件,则事件检测逻辑 208 只报告事件检测。因此,即使通过活动检测逻辑 100 提供的信号满足姿势状态定义规定的要求,也要到较晚时间才识别相关联活动事件。作为由于某些其它原因发生的转换姿势状态或信号起伏的结果,这有助于保证不启动响应。根据通过事件检测强加的要求,在已经建立了病人确实转换到新活动状态的情况下,只启动一次响应。

[0197] 可以使用与事件检测器 208 相似的逻辑在接口 106 上接收姿势信号。可以使用事件检测器来确定姿势事件。例如,通过考虑检测到的姿势矢量 V_{pt} 是否进入经定义姿势矢量的某个预定距离并且停留在离开经定义的姿势矢量不大于这个距离处达至少等于相应的转换持续期的一个时段而作出这个确定。如此,事件检测的使用是可应用的,不但检测活动,而且另一方面或另外,还用于检测姿势事件。当检测姿势时,可以使用事件检测来代替 N 个中的 M 个滤波器 202。

[0198] 图 14 是流程图,示出根据当前揭示的事件检测的一个实施例。接收表示姿势状态的信号 (370)。在图 13 的例子中,该信号是活动的表示,但是在另一个实施例中,可以使用表示姿势的信号作为替代。例如,可以为这个目的接收和使用作为检测到的姿势矢量 V_{pt} 使用的一个或多个信号。会理解,在图 14 的剩余步骤期间进行的信号接收,如步骤 370 所示,发生在连续地接收信号样本时,如图 13 所示。

[0199] 接着得到转换阈值和转换持续期 (372)。例如,可以存储这些值作为系统控制参数 58。在一个实施例中,可以根据一个或多个姿势状态自动地选择得到的值。例如,可以根据病人正在向其转换的新呈现的姿势状态、最近稳定的姿势状态或两者来选择它们。另一方面或另外,可以根据表示姿势状态的信号正在趋向于向上还是向下来选择这些值。

[0200] 可以通过诸如临床医师之类的用户选择在步骤 372 期间得到的任何一个或多个值。例如,临床医师可以利用与图 11A 和 11B 相似的用户界面来选择要用作为转换阈值和转换持续期的一个或多个值。另一方面或另外,可以通过设备制造商选择一个或多个如此的值,以致对这些值进行“硬编码”。

[0201] 接着,判定接收到的信号是否越过由姿势状态定义限定的边界,其中已经通过转换阈值调节了该边界 (374)。如果不是,则处理返回到步骤 370。否则,继续执行到步骤 376,

其中起动一个定时器来测量等于转换持续期的一个时段。在继续接收信号（例如，正规地接收信号样本）的同时，判定定时器是否在信号再越过经调节的边界之前到期（378）。如果定时器确实在这发生之前到期，则检测到新姿势状态的事件（382）。可以使用这个事件检测进一步对病人的姿势进行分类，如图 6 所示。如果使用事件检测进一步处理通过姿势状态分类器 204 提供的信号，则可以使用事件检测来防止在发生姿势状态重新分类之后启动响应，直到检测到该姿势状态的事件。然后执行可以返回到步骤 370 以重复该过程。

[0202] 返回到步骤 378，如果没有检测到新姿势状态的事件，则处理继续进行到步骤 380，其中可以使定时器复位，然后处理可以返回到步骤 370。既然是这样，将不使用最近发生的姿势状态重新分类来启动响应。

[0203] 以上述方式，可以使用事件检测在首先检测到姿势状态的时间和使用转换对姿势状态进行分类和启动响应的的时间之间强加延迟。可以单独使用这个延迟，或与停留时间一起使用，以保证不对仅以转换方式呈现的势状态采用响应。因此，在一个实施例中，可以把停留时间设置为 0，并且单独使用事件检测以强加延迟。在另一个实施例中，为了这个目的，可以利用停留时间和事件检测两者。根据再另一个方法，可以单独利用停留时间，并且转换持续期和转换阈值设置为 0。

[0204] 用于把稳定性引入系统的再另一个技术涉及使用 N 个中的 M 个滤波器。为了本讨论的目的，将参考图 6 的 N 个中的 M 个滤波器 202。把这个滤波器应用于姿势信号。然而，要理解，这类滤波器可以应用于活动状态的处理，甚至通过姿势状态分类器 204 表示的姿势状态的处理。

[0205] 根据一个实施例，N 个中的 M 个滤波器 202 保持一个缓冲器，用于通过姿势状态分类器 200 产生的病人的 N 个最近姿势分类。尤其，这个缓冲器存储最近通过姿势分类器 200 提供的姿势指示以及在这之前最近通过姿势分类器 200 提供的 N-1 个姿势指示。然后 N 个中的 M 个滤波器 202 判定 N 个中的 M 个存储的姿势是否是相同的姿势。如果是的，则可以通过 N 个中的 M 个滤波器 202 把这个姿势的指示（可以称之为“N 个中的 M 个姿势”）提供给接口 206 上的姿势状态分类器 204。如果最近 N 个中的 M 个姿势是不相同的姿势，则在一个实施例中，N 个中的 M 个滤波器 202 可以在接口 206 上提供关于检测到无效的 N 个中的 M 个姿势的指示。另一方面，当没有检测到 N 个中的 M 个姿势时，N 个中的 M 个滤波器 202 可以替代地重复哪个姿势是 N 个中的 M 个滤波器检测到的最后的 N 个中的 M 个姿势的指示。在图 15 的说明中示例性地示出后面一个实施例。

[0206] 图 15 是根据本揭示的一个实施例的、示出 N 个中的 M 个滤波器的使用的定时图。对于要在接口 206 上提供的姿势指示来说，假设把这个 N 个中的 M 个滤波器设置成要求通过姿势分类器 200 提供的过去四个姿势指示中的三个姿势指示必须是相同的姿势。进一步假设，在时刻 T0 处，N 个中的 M 个滤波器 202 正在接口 206 上提供姿势 P1 的指示，以表示这是最近检测到的 N 个中的 M 个姿势。这在曲线图的 Y 轴上示出。同样在时刻 T0 处，假设姿势分类器 200 在接口 201 上把姿势 P2 的指示提供给 N 个中的 M 个滤波器 202。示出姿势分类器 200 提供的这种姿势指示对应于时间是沿曲线图的 X 轴的。

[0207] 按具有周期 S 450 的规定的的时间间隔，在接口 201 上把附加的姿势指示提供给 N 个中的 M 个滤波器 202。例如，在时刻 T1、T2、T3 和 T4 处，分别在该接口上提供姿势 P1、P2、P1 和 P2 的指示，示出沿 X 轴。结果，在时刻 T4 处，最后四个姿势中的两个是姿势 P1 的指

示,而剩余的四个姿势中的两个是姿势 P2 的指示。因此,不满足最后四个姿势中的三个是相同姿势的要求。为了这个原因,在本实施例中,N 个中的 M 个滤波器 202 继续提供以前 N 个中的 M 个姿势的指示,在本例子中呈现姿势 P1。

[0208] 在时刻 T5 处,接收到识别姿势 P2 的另一个指示。结果,从姿势分类器接收到的最后四个姿势指示中的三个识别姿势 P2。因此,现在 N 个中的 M 个滤波器在接口 206 上提供姿势 P2 的指示,如通过转换 452 所示。

[0209] 在时刻 T6、T7、T8 和 T9 处,来自姿势分类器 200 在接口 206 上通过 N 个中的 M 个滤波器接收到的姿势指示分别是 P2、P1、P1 和 P1。直到最后四个姿势指示中的三个识别姿势 P1,通过 N 个中的 M 个滤波器 202 表示的姿势才返回到姿势 P1。这在时刻 T9 处发生,如通过转换 454 所示。

[0210] 以相似的方式,直到从姿势分类器 200 接收到的最后四个姿势指示中的三个是 P2,通过 N 个中的 M 个滤波器 202 表示的姿势才再次表示姿势 P2,如发生在时刻 T12 处,如转换 456 所示。

[0211] 以上述方式,N 个中的 M 个滤波器 202 在姿势分类器 200 首先识别姿势改变的时间和这个姿势改变变成合格的导致病人姿势状态的重新分类的时间之间插入一延迟。对于样本时间 S 450,最小延迟是 3S。这发生在连续接收到表示新姿势指示的三个样本时。最大延迟是 4S,它发生在接收到表示新姿势的三个样本时,但是这些样本包括在还包括一个不同姿势的样本的四个样本的序列中。

[0212] 因此,“M”和“N”的选择会影响延迟量以及最大和最小延迟时间之间的变化量,这发生在姿势分类器 200 提供表示新姿势的样本的时间和新姿势可用于姿势状态分类器 204 以执行姿势状态分类的时间之间。值“M”和“N”是可编程的。在一个实施例中,可以根据当前姿势状态数据 55 确定这些值,或它们可以基于通过 N 个中的 M 个滤波器 202 表示的最后的 N 个中的 M 个姿势。另一方面或另外,可以根据系统中某个其它的可变条件来确定这些值,诸如所监视的生理信号(例如,血压、心率、血氧水平等)。

[0213] 在一个实施例中,可以根据病人可能转换的姿势来选择“M”和“N”。例如,在一个实施例中,任何时候当最后三个姿势指示中的两个是与最后检测到的 N 个中的 M 个姿势不同的姿势时,可以使用该不同的姿势来重新选择“M”和“N”。这可以回到图 15 而示出。

[0214] 假设在时刻 T0 处,根据上述讨论把“M”和“N”设置成“3”和“4”。同样,在时刻 T0 处,N 个中的 M 个姿势是“P1”,如沿曲线图的 Y 轴所示。在时刻 T2 处,最后三个姿势中的两个表示“P2”。因此,根据另外的实施例,使用时刻 T2 处的姿势 P2 重新选择“M”和“N”。例如,通过参考可能存储在存储器 36 中的系统控制参数 58 可以执行重新选择。进一步假设要使用的 M 和 N 的新的值巧合地刚好分别是 2 和 3。这个另外的实施例导致 N 个中的 M 个滤波器 202 在时刻 T2 处提供 P2 的指示,因为从姿势分类器 200 接收到的最后三个姿势中的两个是 P2,满足 N 个中的 M 个滤波器的要求。在另一个例子中,可以增加 M 或 N 而不减小 M 或 N,或根据可能的姿势 P2,这些值中的一个或两者可以保持相同。如此,可以根据病人可能转换的姿势来选择用于确定 N 个中的 M 个滤波器 202 如何工作的一些值。

[0215] 在再另一个实施例中,可以使用特定的转换来选择 M 和 N 的值。既然是这样,使用以前的 N 个中的 M 个姿势以及可能新的姿势(例如,通过最后两个或三个姿势指示识别的姿势)以识别特定的转换。可以使用这个转换来选择 N 个中的 M 个姿势的值。可以把 M 和

N 的转换特定的值与系统控制参数 58 一起存储在存储器中,或存储在某个其它数据结构和 / 或存储设备中。

[0216] 根据上述的变型,可以根据最后检测到的 N 个中的 M 个姿势选择 N 的值。在接收到识别新姿势的 N 个信号中的大多数之后,可以使用这个新姿势来选择 M 的值。

[0217] 使用上述机构中的任何一种,可以使用通过 N 个中的 M 个滤波器 202 表示的最后检测到的 N 个中的 M 个姿势、通过 N 个中的 M 个滤波器表示的可能新的 N 个中的 M 个姿势、或两者,来确定 M 和 N 的值。另一方面,可以为此目的而使用当前姿势状态数据 55 或系统中某个其它监视条件。可以把可用于系统中的 M 和 N 的一个或多个值存储在图 9 所示用于停留时间的相似的数据结构中。如此,可得到各种值以便使用,其中根据监视的系统条件自动地选择特定时刻处使用的值。

[0218] 如上所述,虽然示出 N 个中的 M 个滤波器 202 用于提供 N 个中的 M 个姿势,作为替代或此外,同样可以用于事件检测 208 来确定 N 个中的 M 个活动状态。例如,在使用事件检测 208 进行活动状态分类之后,可以使用 N 个中的 M 个滤波器来处理这个活动分类以得到向姿势状态分类器 204 提供的 N 个中的 M 个活动分类。另一方面, N 个中的 M 个滤波器可以代替事件检测 208 来确定 N 个中的 M 个活动状态分类,以提供给姿势状态分类器 204。在再一个实施例中,可以使用 N 个中的 M 个滤波器来处理通过姿势状态分类器 204 提供的姿势状态分类。这插入了附加的处理步骤,在把分类提供给停留时间逻辑 214 之前,对通过姿势状态分类器 204 提供的分类进行处理。

[0219] 以上述方式,可以使用 N 个中的 M 个滤波器对姿势、活动状态和 / 或姿势状态进行分类。如果为了这些目的而使用多个如此的滤波器,则各个滤波器的 M 和 N 的值可以是不同的。此外,如果根据监视的条件来选择 M 和 / 或 N 的值,则各个滤波器用来选择 M 和 / 或 N 的值的条件可以是不同的。

[0220] 图 16 是根据一个实施例的、示出 N 个中的 M 个滤波器的使用的流程图。一般根据 N 个中的 M 个滤波器的使用以确定 N 个中的 M 个姿势状态来描述该流程图,其中姿势状态可以基于姿势、活动或两者。对于上面讨论的包含姿势、活动状态和姿势状态分类的三个实施例中的任何一个,本说明可应用于 N 个中的 M 个滤波器的使用。

[0221] 首先,可以确定 M 和 N 的初始值 (460)。这个步骤可以任选地包含得到 N 个中的 M 个姿势状态的初始值。可以对这些值中的一个或多个进行通过设备制造商确定的硬编码。另一方面,这些值中的一个或多个是可编程的,如通过诸如临床医师之类的用户所建立的。在一个实施例中,可以根据一个或多个监视的系统条件周期性地自动地调节这些值,如下所述。

[0222] 接着接收姿势状态分类 (464)。在一个实施例中,姿势状态分类是基于姿势分类器 200、活动分类器 207 和姿势状态分类器 204 中至少一个的工作的。

[0223] 接着,确定是否要改变 M 和 / 或 N 的值 (466)。在对这些值进行硬编码的实施例中,或在姿势状态分类过程期间这些值没有改变的情况下,可以取消这个步骤。在另一个实施例中,这个步骤可设置在姿势分类过程中不同的点处。

[0224] 如果不改变 M 和 / 或 N 的值,则执行过程继续到步骤 470。否则可以得到 M 和 / 或 N 的新的值 (468)。如上所述,可以根据以下各项来选择这些值:当前姿势状态数据 55、最后检测到的 N 个中的 M 个姿势状态、可能的新的 N 个中的 M 个姿势状态、最后检测到的和可

能新的 N 个中的 M 个姿势状态（即，包含 N 个中的 M 个姿势状态的可能的转换）两者、和 / 或根据系统中某个其它监视条件。

[0225] 在步骤 470 处，确定最后 N 个分类的姿势状态中的 M 个是否是相同的姿势状态。如果是的，则更新 N 个中的 M 个姿势状态以反映最后 N 个姿势状态中的 M 个中的哪些姿势状态是相同的（472）。然后可以使用 N 个中的 M 个姿势状态对病人的姿势状态进行分类 474。然后处理返回到步骤 464 以接收另一个姿势状态分类。如果在步骤 470 中，最后 N 个姿势状态分类中的 M 个不是相同的姿势状态分类，则处理继续进行到步骤 474，其中没有发生更新，以致使用 N 个中的 M 个姿势状态的以前的值对病人的姿势状态进行分类。

[0226] 以上述方式，在对包含姿势和 / 或活动状态的姿势状态的分类中，可以使用停留时间逻辑 214、事件检测 210、和 / 或 N 个中的 M 个滤波器。在所有三种情况中，以相似的方式使用该逻辑向系统引入稳定性。使用停留时间，以保证在采取某个相应的动作之前病人保持在姿势状态中达某个预定的时段。使用事件检测来保证识别姿势状态改变、检测包含姿势或活动的信号越过已经通过转换阈值调节的预定的边界，并且进一步保证在转换持续期间没有重新越过这个边界。最后，可以使用 N 个中的 M 个滤波器来保证直到在通过 M 和 N 的选择而确定的时段内可靠地识别了新的姿势和 / 或活动状态，才识别姿势状态改变。可以单独使用或相互组合使用的这三类机构保证在暂时性姿势和 / 或活动改变的情况下不会启动动作。

[0227] 如上所述，可以在硬件、固件、软件或它们的任何组合中实现上面描述的任何功能。用于控制这些功能的工作的各种参数可以进行硬编码、是可编程的或其某个组合。另一方面或另外，可以根据系统中监视的条件，包括当前姿势状态数据 55 和 / 或其它条件，自动地周期性地重新选择一个或多个参数。

[0228] 本技术领域技术人员可以设想这里描述的技术和机构的许多另外的实施例。例如，图 6 的功能块示出双层系统，其中根据姿势分类和活动状态分类中的至少一个，使用姿势分类器 200 对姿势进行分类，使用活动分类器 207 对活动状态进行分类，以及使用姿势状态分类器 204 对姿势状态进行分类。在另一个实施例中，可以把这个双层系统实现为单层，以致姿势状态分类器接收姿势信号（例如，来自图 6 的接口 106）和 / 或活动信号（例如，来自接口 102），并且把这些接收到的信号与姿势状态定义进行比较，以对包含姿势和活动状态中至少一个的姿势状态进行分类。在该实施例中，可以使用事件检测器 208、N 个中的 M 个滤波器 202 和停留时间逻辑 214 中的任何一个或多个来执行姿势状态分类和 / 或确定作为姿势状态分类的结果是否应该启动特定响应。

[0229] 如上所述，可以适配 N 个中的 M 个滤波器 202、事件检测器 208 和停留时间逻辑 214 中的任何一个，用于执行姿势分类、活动状态分类和 / 或包含姿势和活动状态分类的姿势状态分类。如此，可以重新安排和重新分割各个附图中的各个功能块。因此，可以理解，本技术领域技术人员可以设想许多实施例，并且这里描述的那些只是示例性的，由随后的权利要求书来限定本发明的范围。

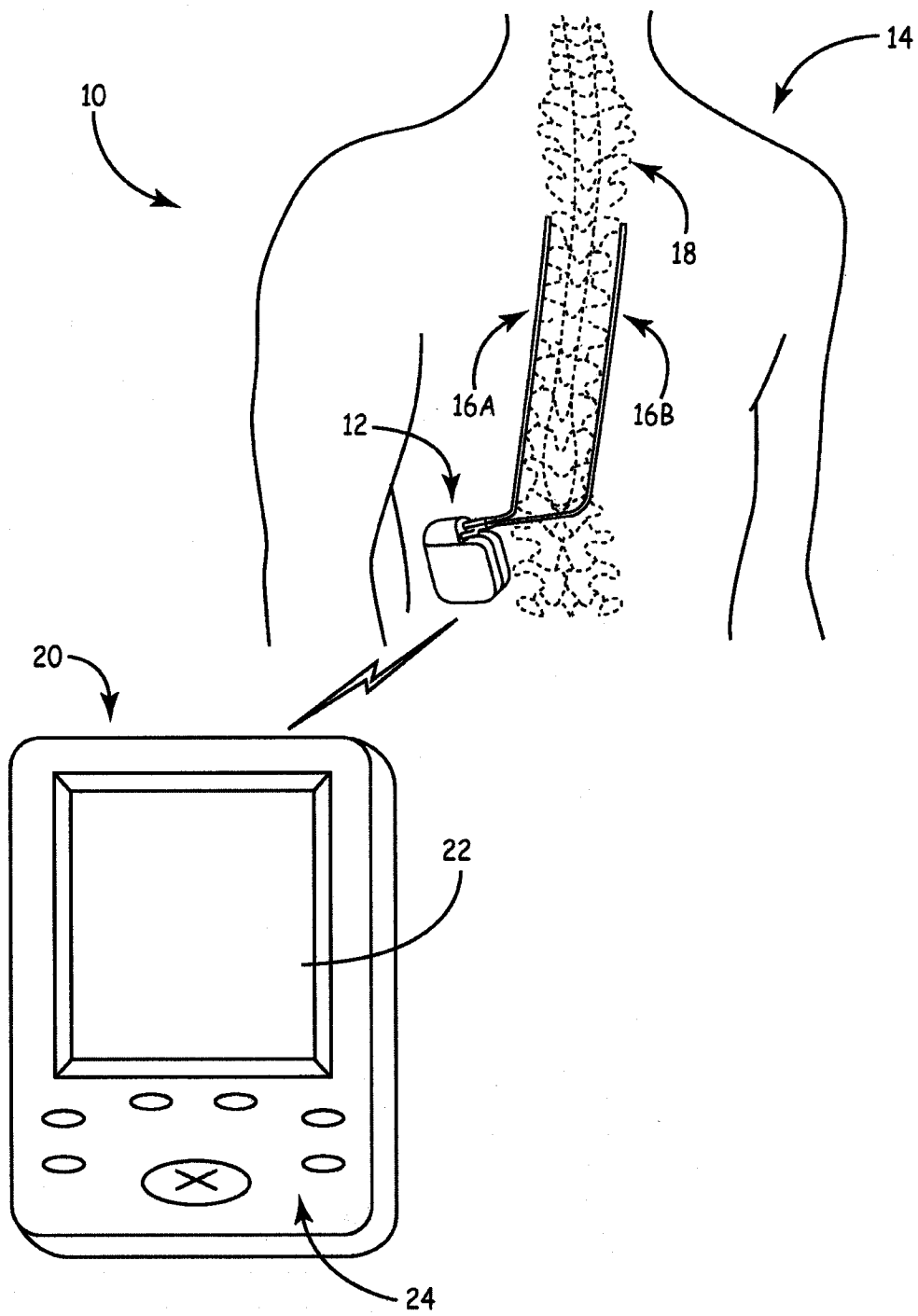


图 1

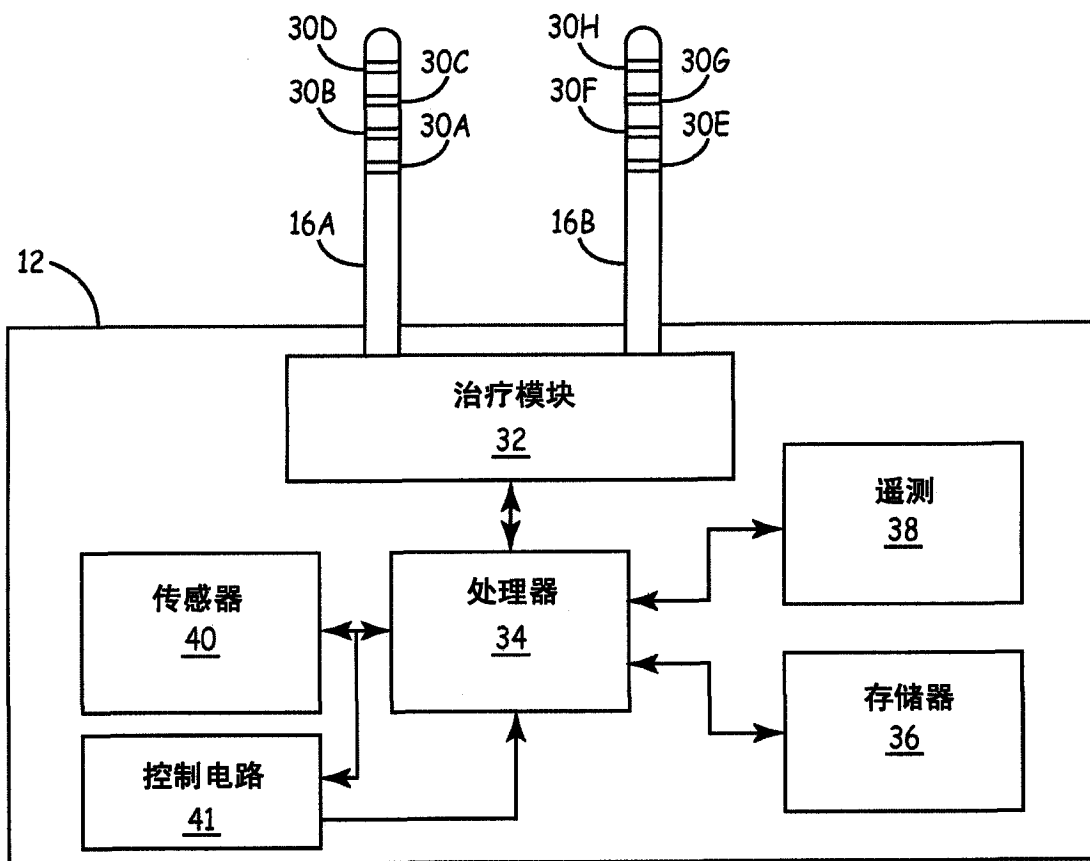


图 2

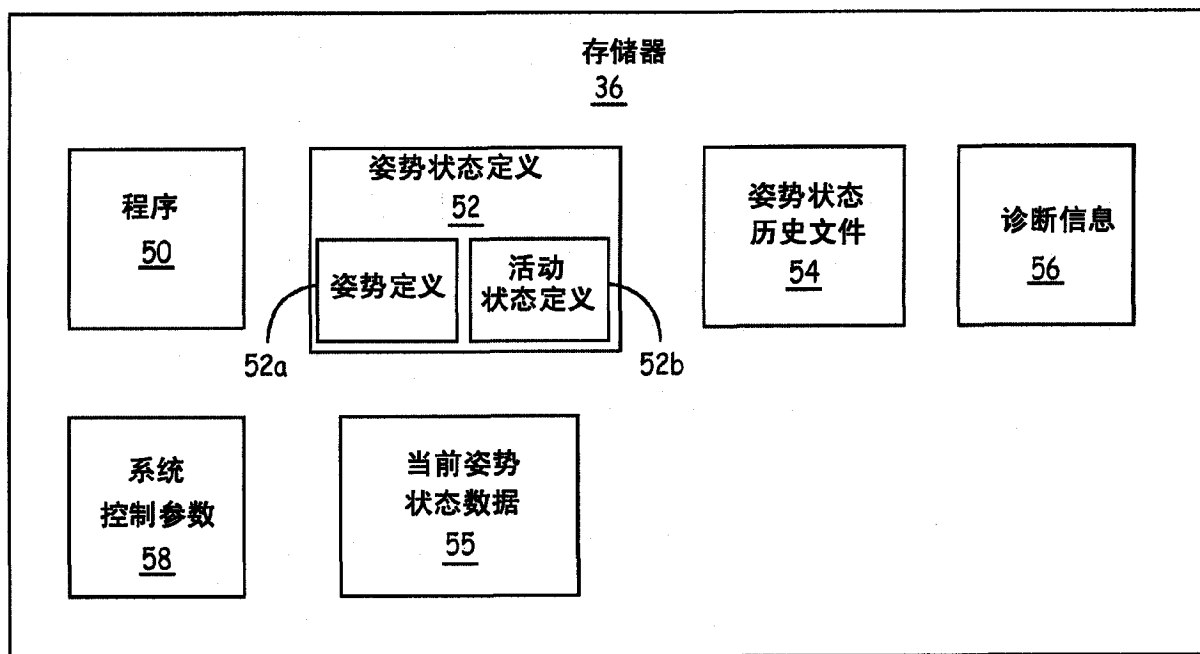


图 3

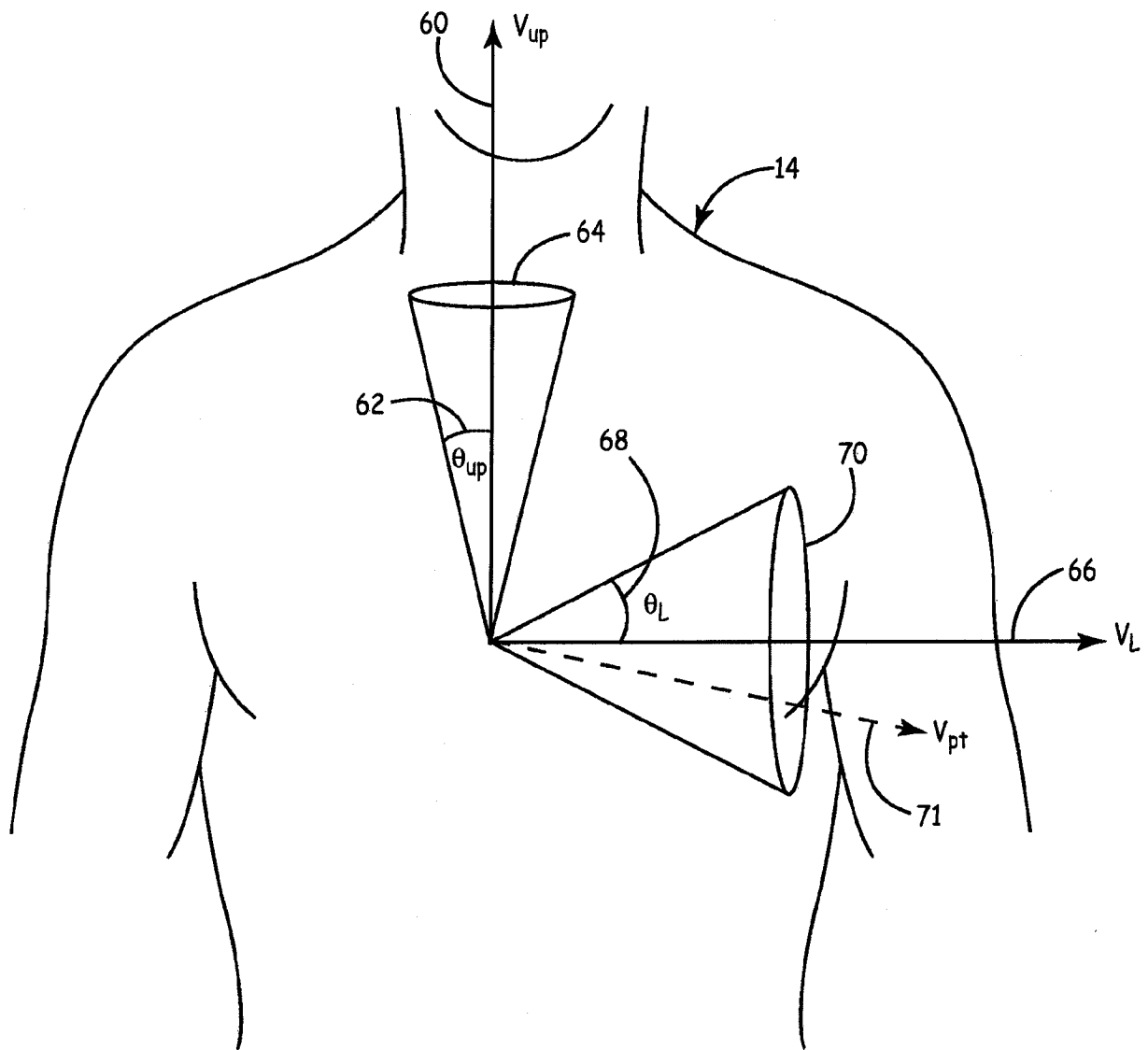


图 4A

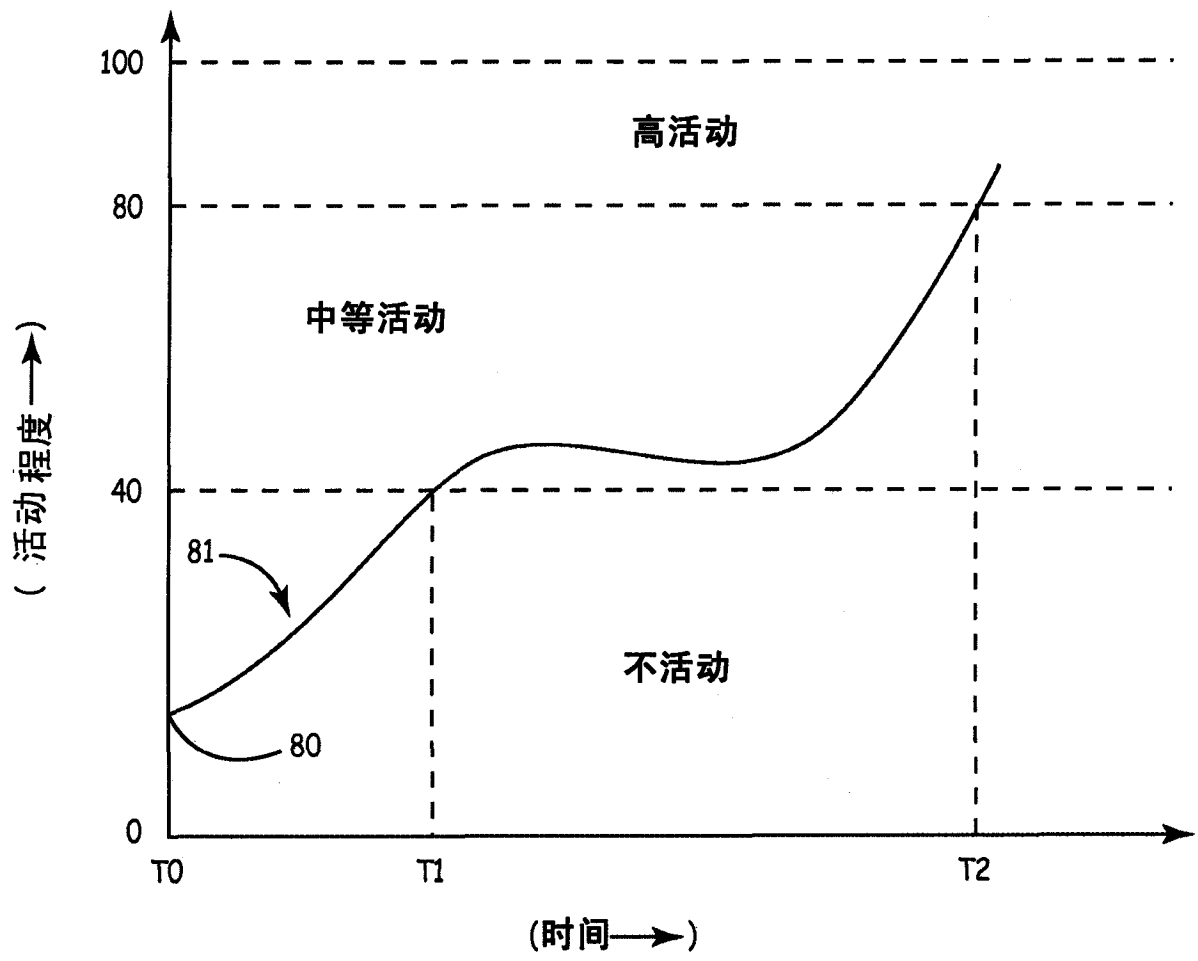


图 4B

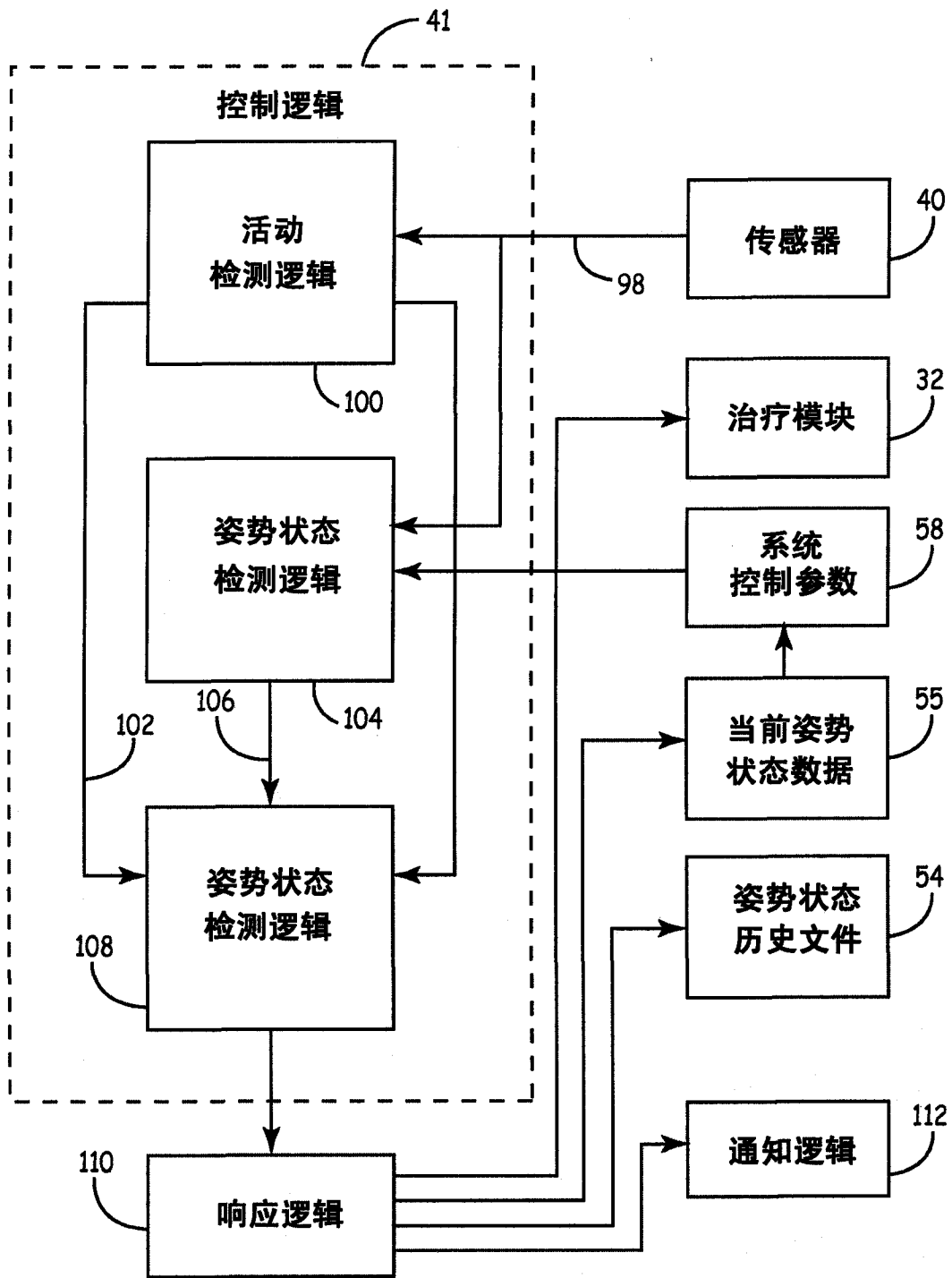


图 5

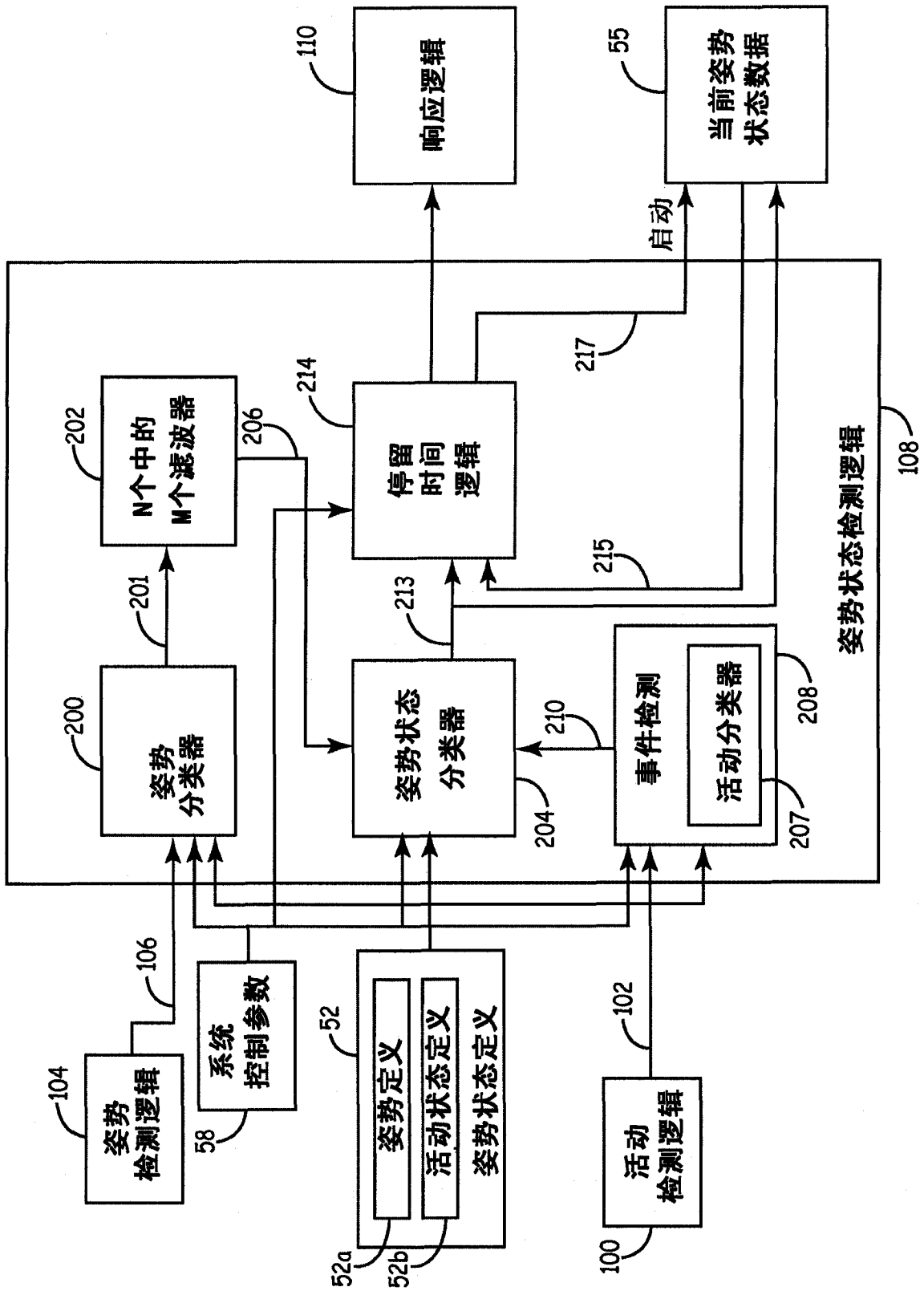


图 6

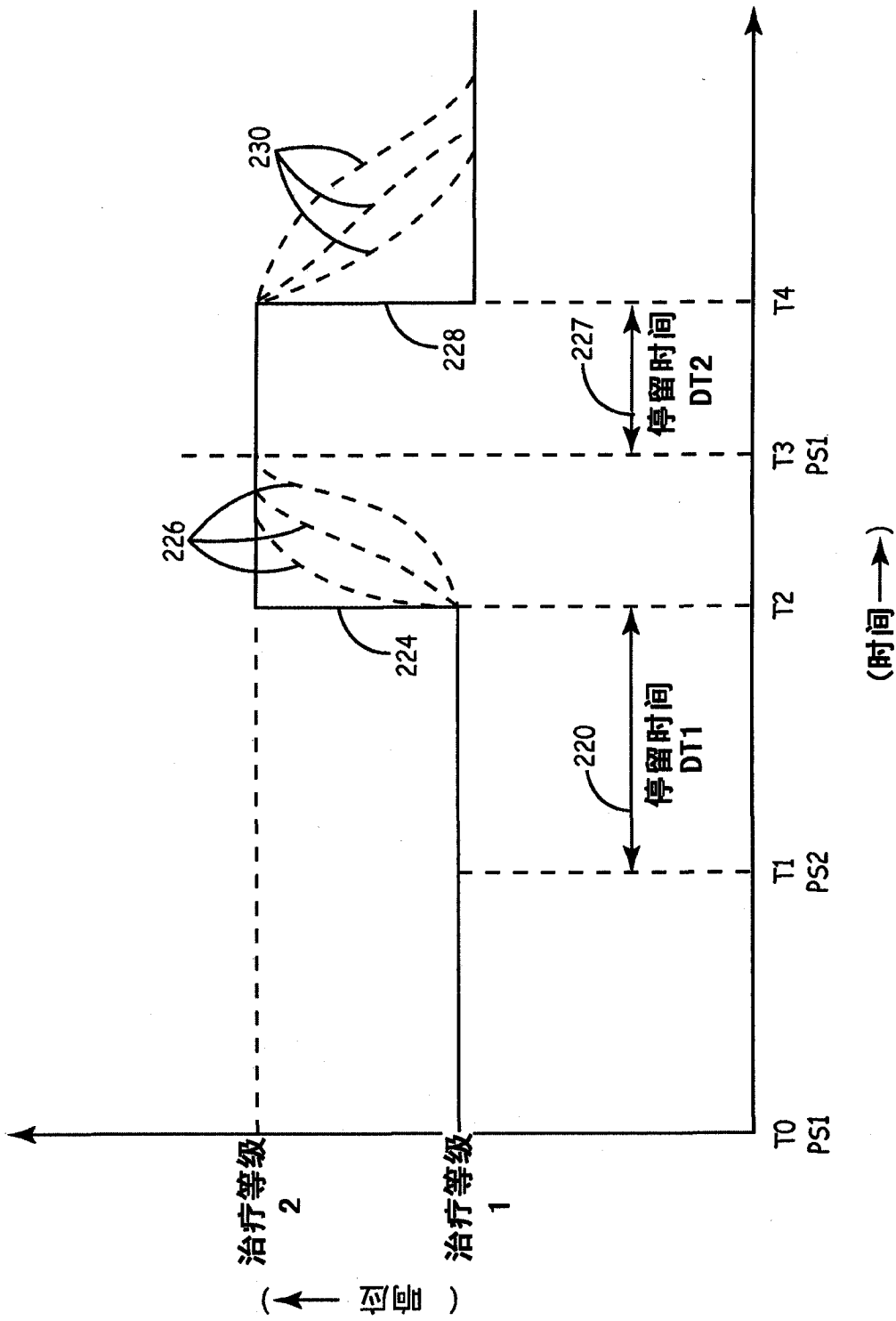


图 7A

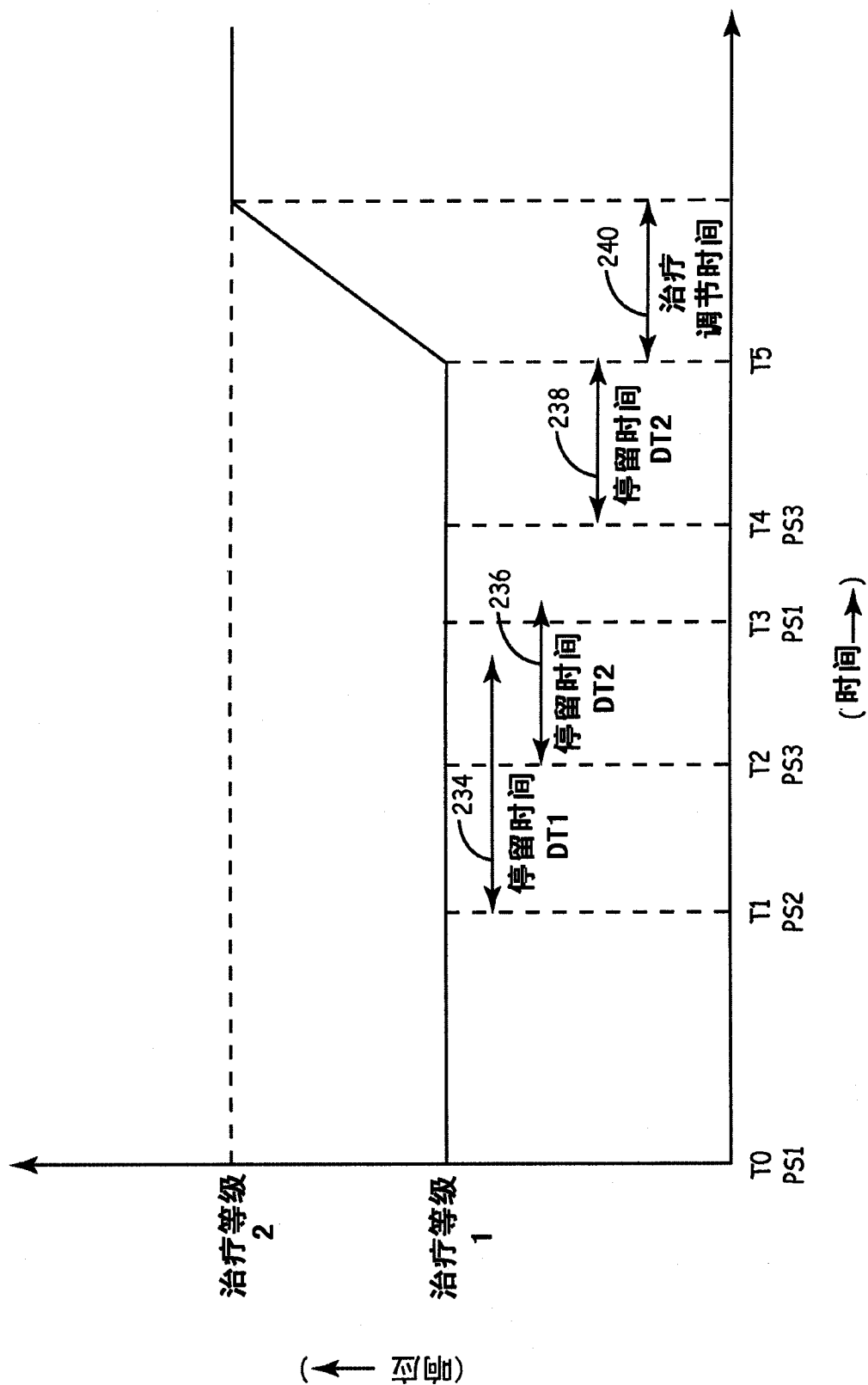


图 7B

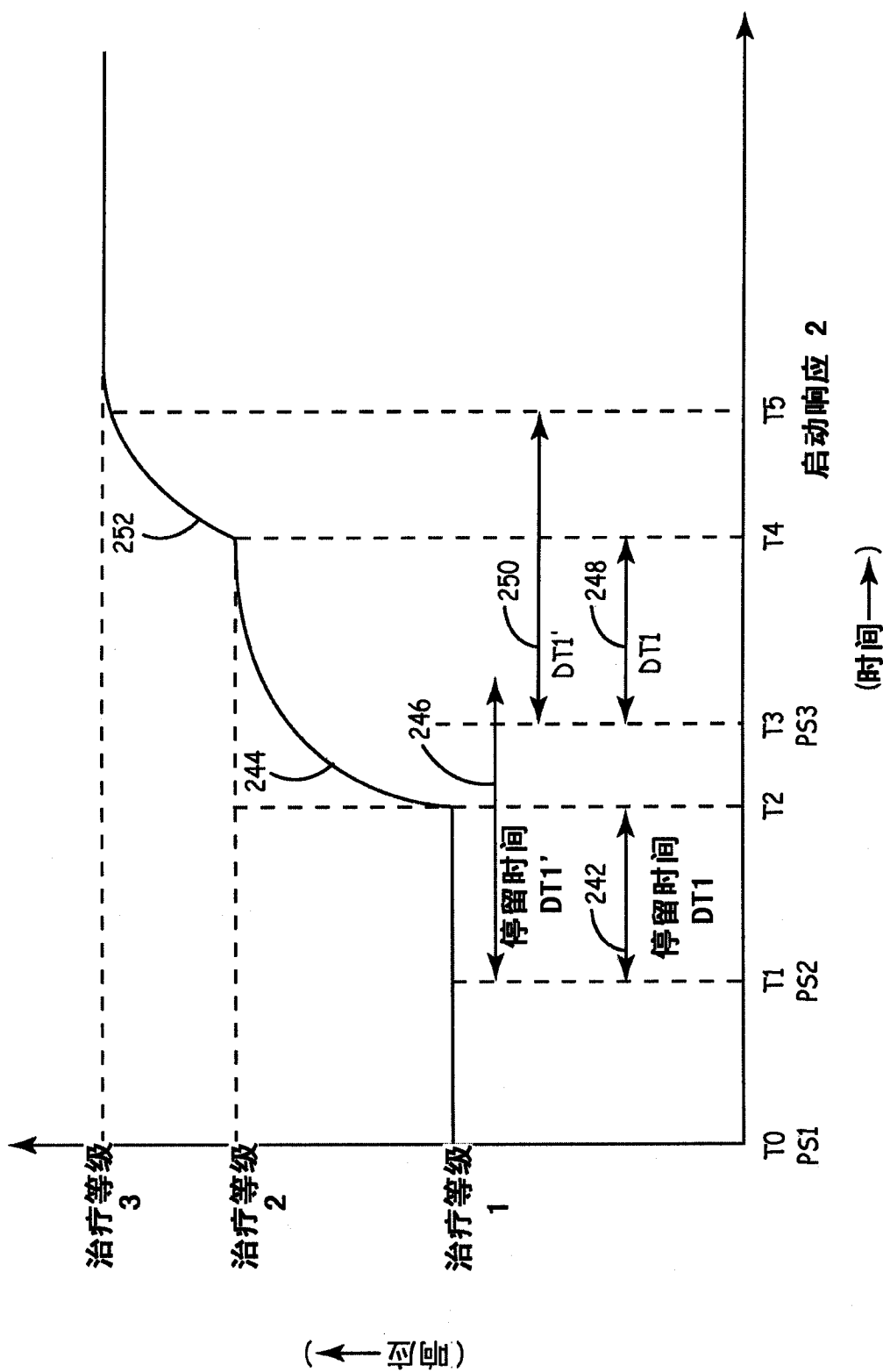


图 7C

260	姿势状态	262 响应1—治疗1			268 响应2—治疗2			270 响应N	
		参数 1	参数 2	参数 N	参数 1	参数 N	参数 1	参数 N	
264	PS1	PA	PF	PE	PW	PV	—	—	
	PS2								
	• • •								
266	PSX	—	—	—	—	—	—	—	

图 8

姿势状态	288 响应特定的				290 响应改变				292 生理条件		
	治疗 1	治疗 2	... 响应 N	治疗等级增加	治疗等级减少	... 启动治疗	心率	血氧	血压		
PS1	DT1	DT1'	DT1''								
PS2	DT2	DT2'	DT2''								
...											
PSX	DTX	DTX'	DTX''								
PS1											
PS2											
...											
PSX											
PS1/PS2											
PS2/PS1											
PS1/PSX											

282

284

286

图 9

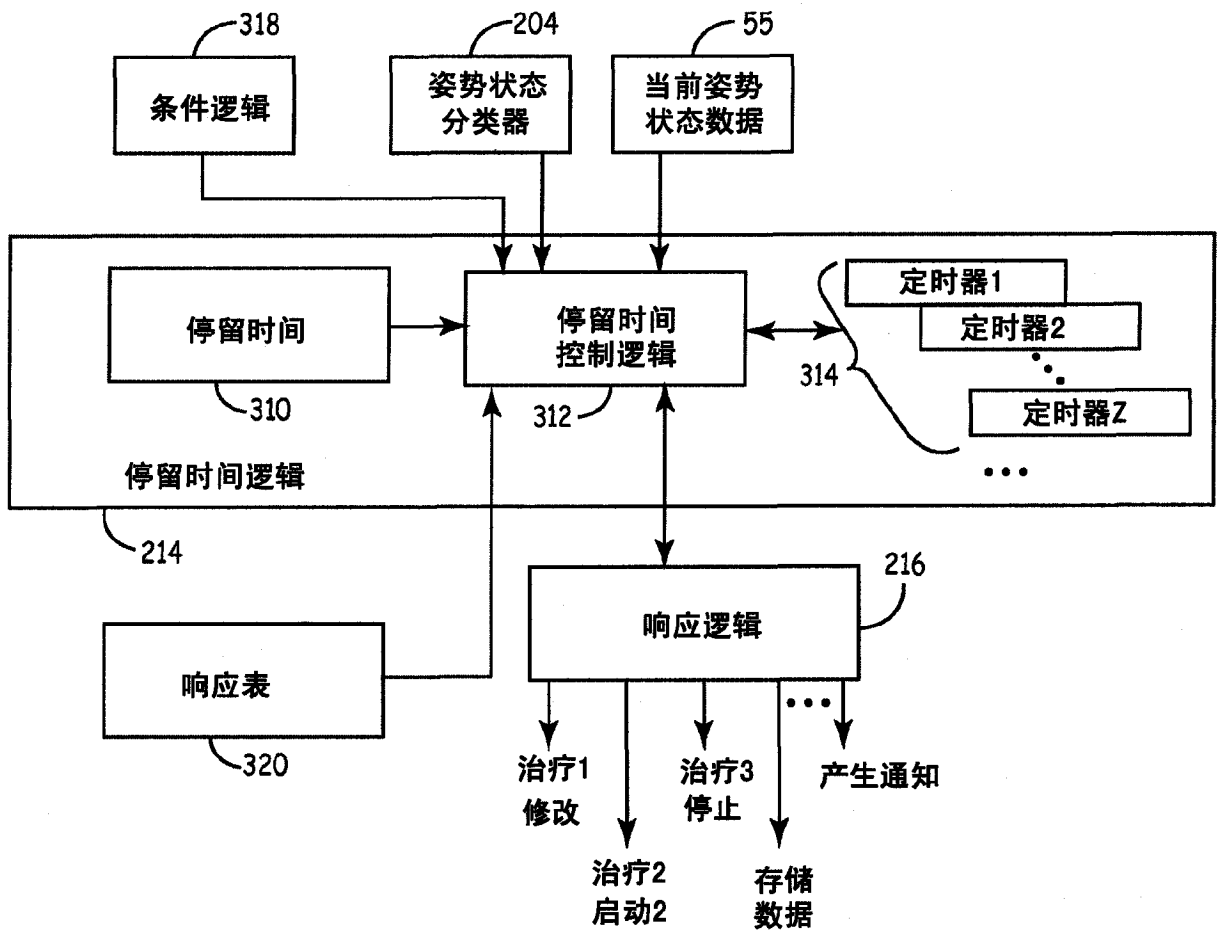


图 10

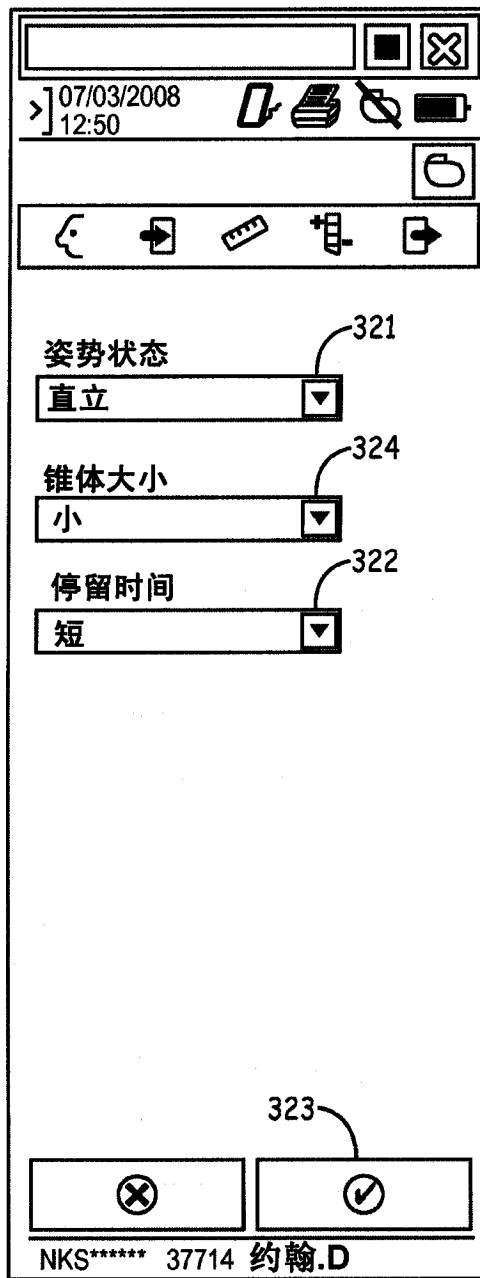


图 11A

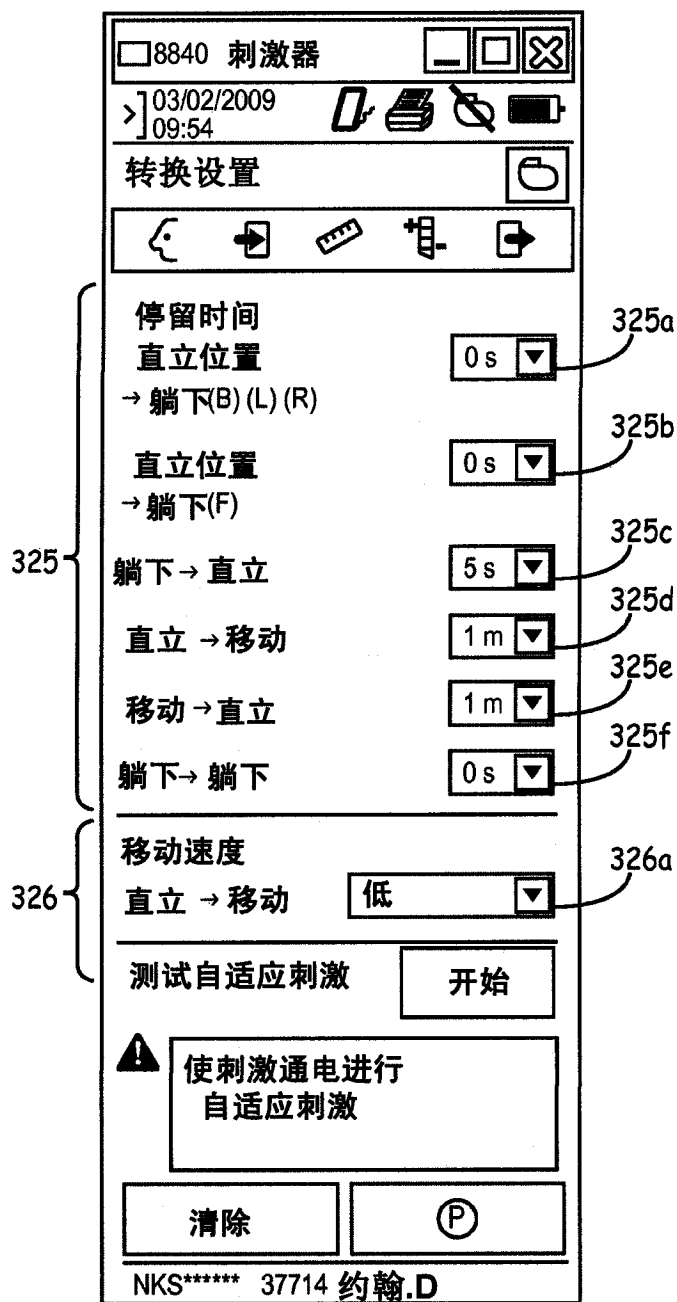


图 11B

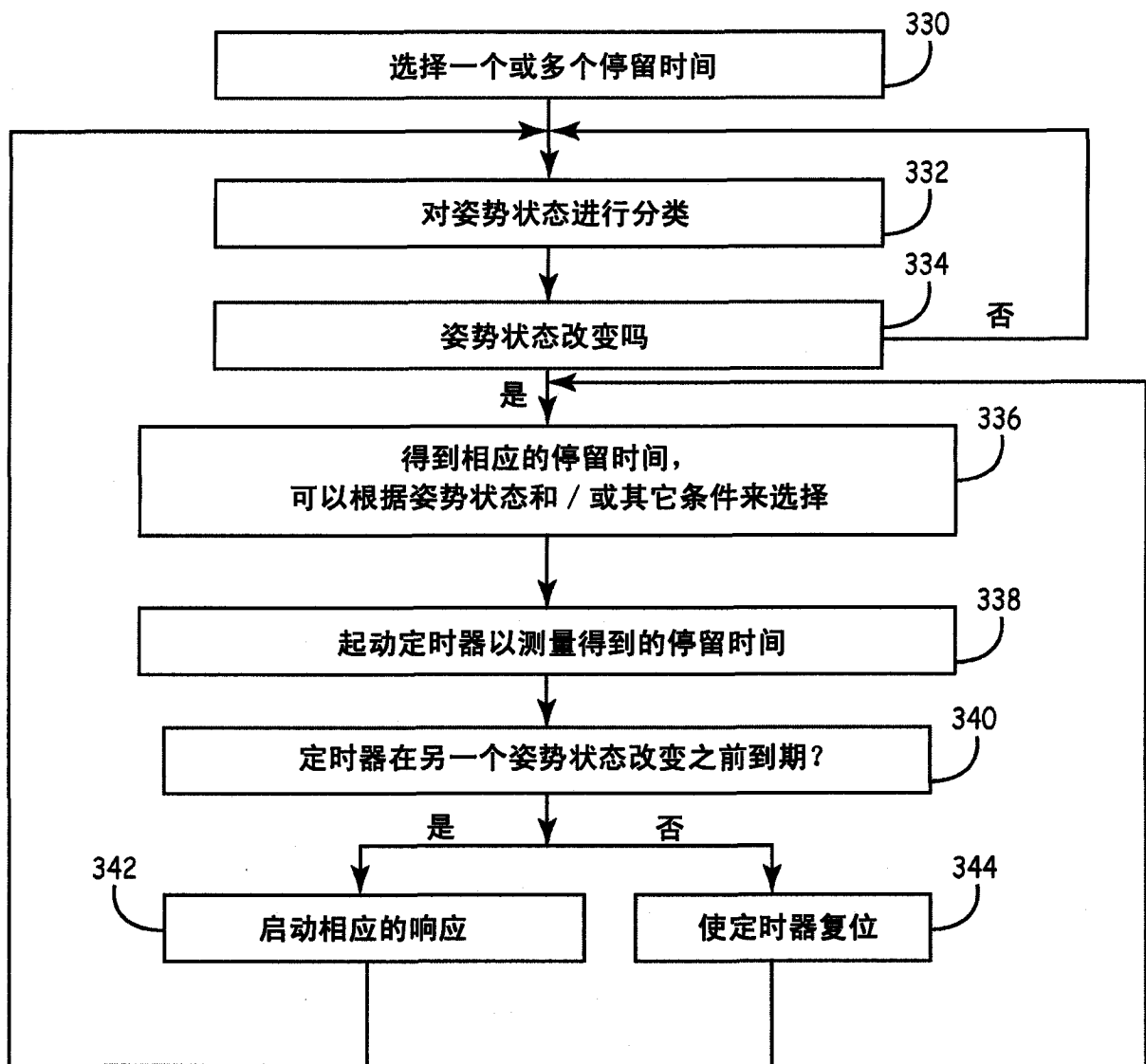


图 12

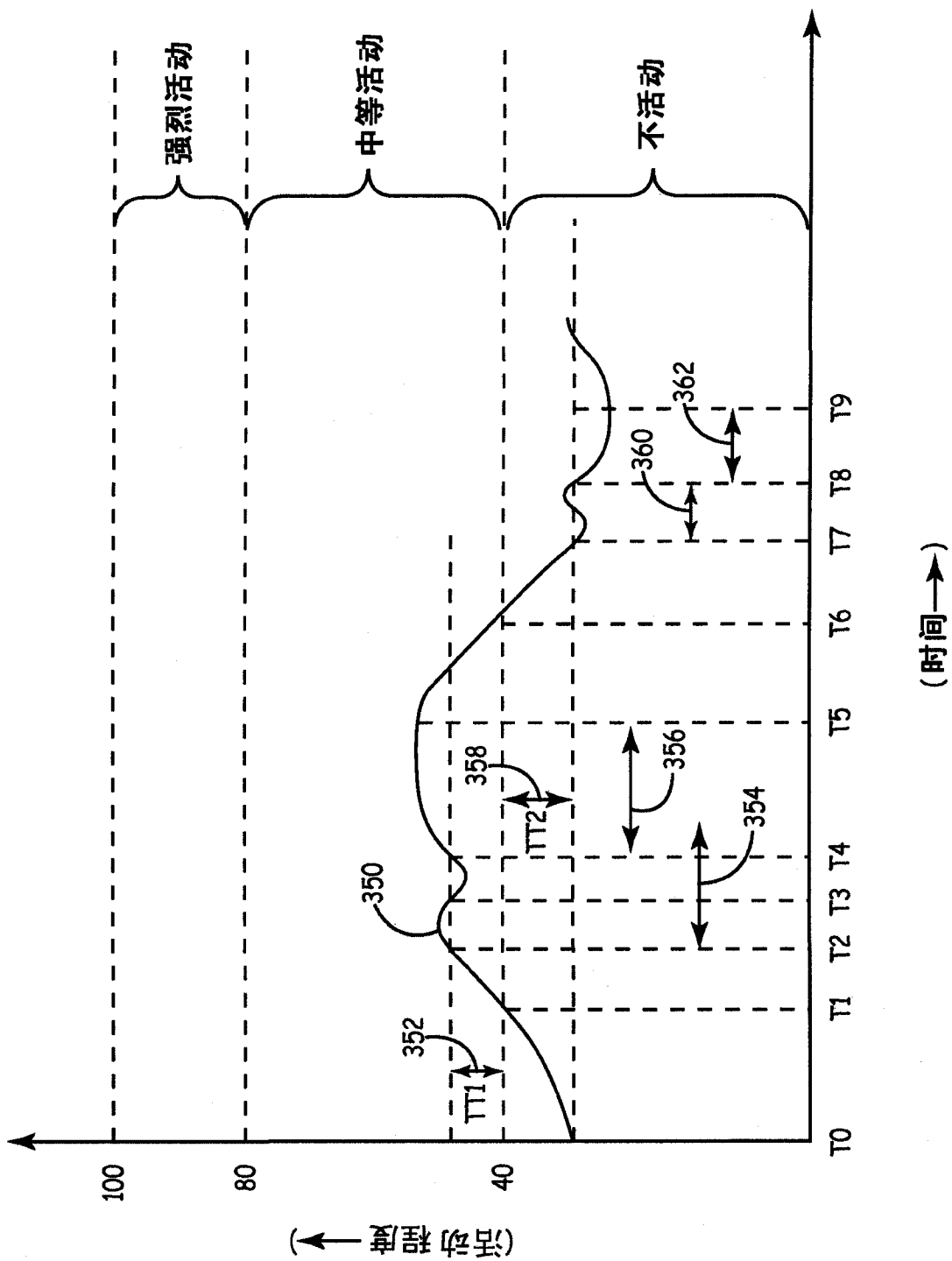


图 13

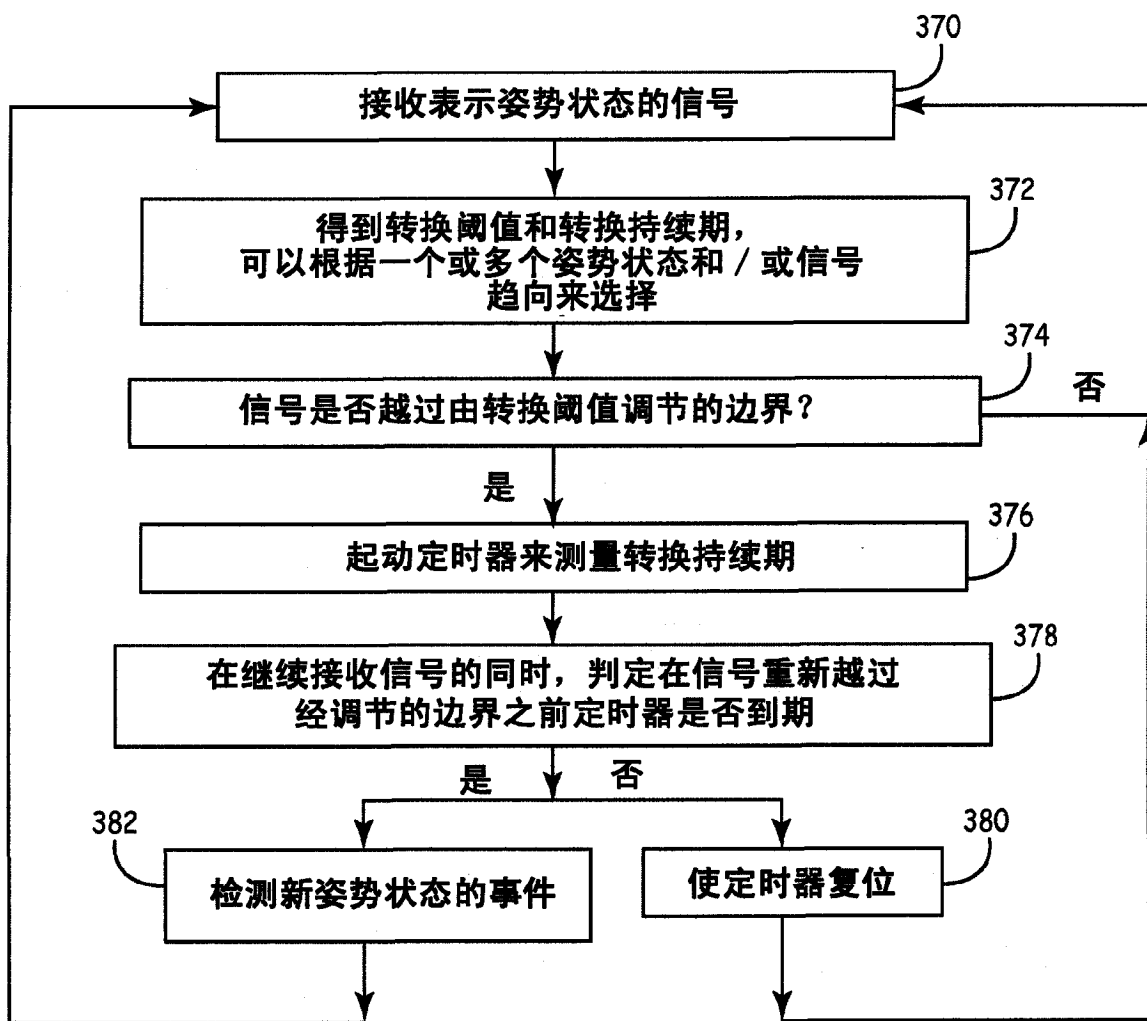


图 14

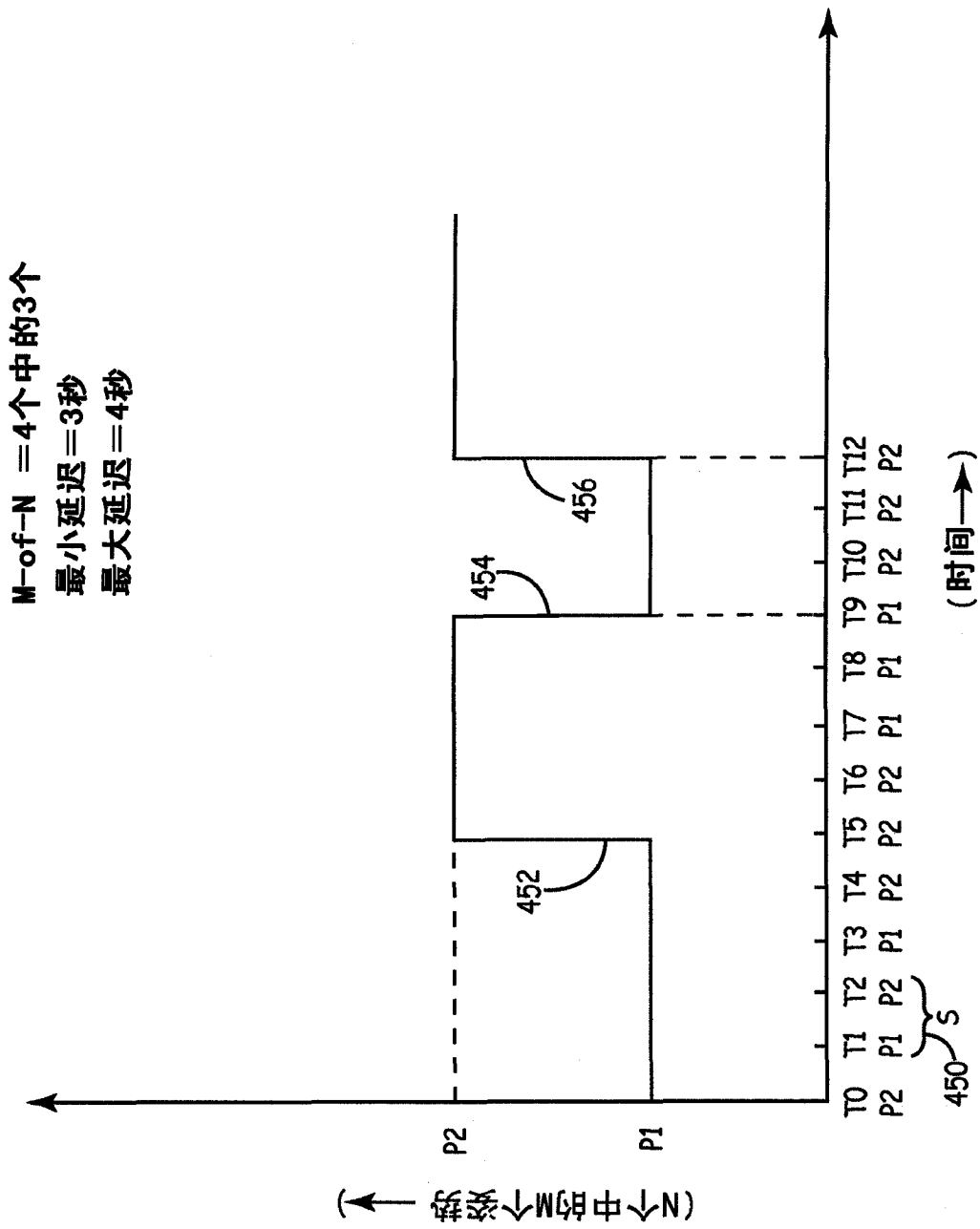


图 15

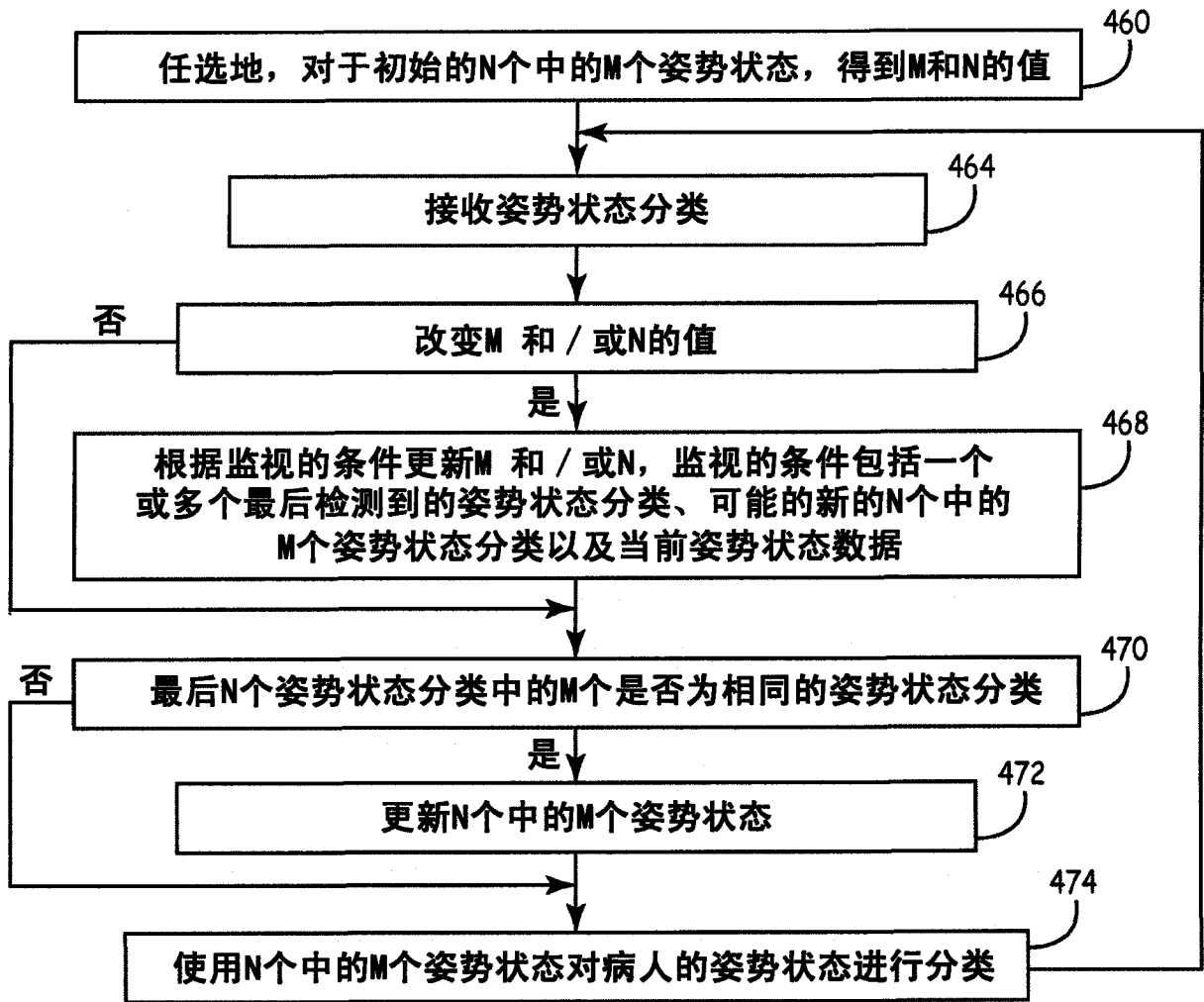


图 16