



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103534724 A

(43) 申请公布日 2014.01.22

(21) 申请号 201180057425.0

A61F 2/70 (2006.01)

(22) 申请日 2011.09.29

A61F 2/54 (2006.01)

(30) 优先权数据

A61F 2/60 (2006.01)

61/387,968 2010.09.29 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013.05.29

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2011/054100 2011.09.29

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/047737 EN 2012.04.12

(71) 申请人 连贯实验室公司

地址 美国德克萨斯州

(72) 发明人 L. J. 柯恩

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 马永利 刘春元

(51) Int. Cl.

G06Q 50/22 (2012.01)

A61F 2/68 (2006.01)

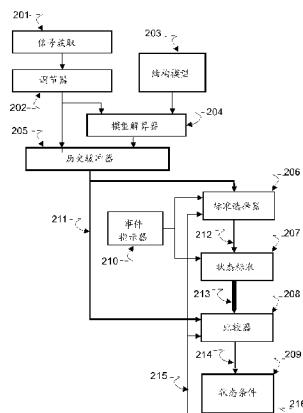
权利要求书2页 说明书12页 附图7页

(54) 发明名称

矫正支撑和刺激系统及方法

(57) 摘要

本发明的实施例包括(a)基于在第一位置处外部施加于关节的第一外力对施加于用户关节的模型的第一内力进行建模；(b)基于在不等于第一位置的第二位置处外部施加于关节的第二外力来对施加于模型的第二内力进行建模；(c)比较第一和第二建模内力；以及(d)基于该比较来刺激用户。在本文中描述了其他实施例。



1. 一种方法,包括 :

基于在第一位置处在外部施加于关节的第一外力对施加于用户关节的模型的第一内力进行建模;

基于在不等于第一位置的第二位置处在外部施加于关节的第二外力来对施加于模型的第二内力进行建模;

比较第一和第二建模内力;以及

基于比较来刺激用户。

2. 权利要求 1 的方法,包括 :

从用户接收对应于第一外部源的输入;以及

基于接收到输入而对第一内力进行建模。

3. 权利要求 2 的方法,包括基于(a)施加于模型的第一内力,(b)与用户体验到关节疼痛和关节不稳定性中的一个基本上同时地从用户接收输入而动态地创建第一模型。

4. 权利要求 1 的方法,其中,第一外力和第一内力是非线性相关的。

5. 权利要求 1 的方法,包括 :

基于比较第一和第二建模内力,根据量值、矢量以及到建模关节的施加点中的一个来确定第一和第二建模内力是基本上相等的;以及

基于确定来刺激用户。

6. 权利要求 1 的方法,包括 :

确定对应于第一内力的第一特性;以及

确定对应于第二内力的第二多个特性;

其中,比较第一和第二建模内力包括比较第一特性和第二特性,第二特性被包括在多个特性中。

7. 权利要求 1 的方法,包括对第二外力进行建模并与第二外力到用户的施加基本上同时地比较第一和第二建模内力。

8. 权利要求 1 的方法,包括基于建模第二内力的量值以第一量值来刺激用户。

9. 权利要求 1 的方法,包括 :

确定对应于第二外力的多个特性;

确定在统计上显著的第二特性,该第二特性被包括在多个特性中;以及

基于第二特性来比较第一和第二建模内力。

10. 一种系统,包括 :

存储器;

处理器,被耦合到存储器,以:

基于在第一位置处在外部施加于关节的第一外力对施加于用户关节的模型的第一内力进行建模;

基于在不等于第一位置的第二位置处在外部施加于关节的第二外力来对施加于模型的第二内力进行建模;

比较第一和第二建模内力;以及

基于比较来刺激用户。

11. 权利要求 10 的系统,其中,处理器用以:

从用户接收对应于第一外部源的输入；以及
基于接收到输入而对第一内力进行建模。

12. 权利要求 11 的系统，其中，处理器用以基于(a)施加于模型的第一内力，(b)与用户体验到关节疼痛和关节不稳定性中的一个基本上同时地从用户接收输入而动态地创建第一模型。

13. 权利要求 10 的系统，其中，处理器用以：
确定对应于第二外力的多个特性；
确定在统计上显著的第二特性，该第二特性被包括在多个特性中；以及
基于第二特性来比较第一和第二建模内力。

14. 权利要求 10 的系统，其中，处理器用以：
确定对应于第一内力的第一特性；以及
确定对应于第二内力的第二多个特性；
其中，比较第一和第二建模内力包括比较第一特性和第二特性，第二特性被包括在多个特性中。

15. 一种驻留在存储介质中的指令集，该指令集被处理器执行以实现权利要求 1 至 9 中之一的方法。

矫正支撑和刺激系统及方法

背景技术

[0001] 生物和计算系统之间的接口正在变得普遍,特别是在为残疾人设计(assistive)的康复治疗和运动辅助、诸如电动假体设备的应用领域中。这些设备中的大多数使用状态机架构,状态定义由一个或多个预定义模式模板组成以在生物功能与控制算法之间进行转译。然而,被用于这些目的的状态定义必须是理想化的,或者从广泛的人群取平均值。因此,它们在任何情况下总是底层生物元素的不完美复制品,其在不同条件下对于不同的个体而言变化巨大。除这些个体差异之外,环境条件、衣物、传感器位置、动作的特定运动和运动速度仅仅是可以极其快速地改变、破坏任何模式模板内的操作的许多变量中的几个。为了适应所有变化,所使用的物理位置和速度模式常常必须如此宽泛,以致于负面影响甚至在缓慢运动背景下的操作。此外,当更频繁地以较高速度发生的较小位置改变很好地落在强制的宽泛模板位置范围内时,常常导致快速运动的动态情况下的性能降级。

[0002] 理想化状态定义模板通过选择性参数修改对个体实例的适应已经显示出适度的成功,最显著的是通过收紧状态边界定义而改善瞬态行为。然而,甚至当被动态地最优化时,测量条件针对任何状态定义模板的直接比较固有地使可行性(viability)局限于在模板内定义的那些条件。固有地缺少外推,纯模板驱动系统中的可预测系统控制只有当输入条件落在模板定义内时才发生。因此,这使紧密控制操作约束于其中状态定义模板已被定义或训练的情况。例如,形成模板以定义在水平面上的正常行走期间的被动态刺激的腿部肌肉收缩标准的动态自适应不一定扩展至先前未遇到的情况,诸如下楼梯。在存在不良定义状态的情况下,最终控制目标的直接测量、特别是在生物学应用中因此最多也是极其困难的,使得典型反馈环路维持不住。

[0003] 遵循腿部刺激示例,整形外科(orthopedic)设备的目的可以是通过外部动态受控力矢量来保护损坏的关节。本目标暗示着将内部矢量关节力的量值保持在禁止极限内。然而,由于所涉及的多个自由度中的惯性分量,可能由大量的不相关位置和运动条件引起关节内的类似矢量力。外部位置和运动测量显示出与内部矢量关节力的量值的不良相关,主要是由于大多数关节的化合物性质。内部关节力上的直接控制环路闭合在大多数应用中由于关节侵害而变得维持不住。例如,通过在物理上将负载传感器(load cell)放置在关节内部以获得内部力测量来计算内侧髁(internal condyle)力可能是不切实际的。然而,具有要求矢量关节保护的所有情况的高度覆盖的位置模板的开发由于可能的位置和运动的绝对数目而变得不太可能。前述示例描述了其中受控系统的非线性性质通过直接测量不容易明显、但通过由测量动态条件激励的物理系统建模而以简洁的形式可用的情况。此简洁形式是高度可修改为状态机架构的,不仅是在类似于以上示例的生物接口中,而且在其希望许多激励源的高阶效应的直接控制的任何控制情况中。

[0004] 状态机的计算要求与在任何时间段内检查的状态定义的数目成正比。然后发生最高效率,其中最小数目的状态退出/进入标准打开以用于任何给定时间的检查。然而,在时间和对于不同的实例两者方面的差异的情况下,常常存在显著控制事件,诸如以上整形外科示例中的骨对骨(bone-on-bone)髁骨(condular)影响。在以上示例中,预测髁

骨影响的步态(gait)模式随着病人疲劳和对于不同的病人而言显著地变化。在宽泛物理系统变化的情况下,当设计控制系统时,指示显著控制事件的测量和甚至建模条件的身份(identity)可以改变甚至是未知的。根据整形外科示例,膝盖运动学在重和轻的病人之间相差悬殊。在本示例和许多其他示例中,外推能力的缺失要求最佳状态模板定义穷举性地覆盖可能的系统实例和条件。覆盖所有应用的状态条件标准的宽泛集合不仅在计算上是低效的,而且失去了通过对其中检查到显著控制事件的背景求平均来进行区分的能力。

[0005] 需要一种具有底层结构系统的足够知识以允许预先观察的和全新的操作条件下的稳健且准确的控制操作的状态确定技术。

附图说明

[0006] 根据所附权利要求书、一个或多个示例性实施例的以下详细描述以及相应的图,本发明的实施例的特征和优点将变得清楚,在所述附图中:

图 1 包括有限状态机控制器的框图。

[0007] 图 2 包括举例说明本发明的实施例的使用的计算架构的框图。

[0008] 图 3 包括被用来控制被附加于腿的整形外科肌肉刺激设备的本发明的实施例的框图。

[0009] 图 4 包括图 3 的实施例背景下的图 2 的架构的状态机属性。

[0010] 图 5 包括被用来改善高尔夫车的稳定性的本发明的实施例的框图。

[0011] 图 6 示出了被用来增加弹簧单高跷(pogo stick)的安全性的本发明的实施例的框图。

[0012] 图 7 包括供本发明的实施例使用的系统的框图。

具体实施方式

[0013] 在以下描述中,阐述了许多特定细节,但可以在没有这些特定细节的情况下实施本发明的实施例。未详细地示出众所周知的电路、结构和技术以避免使对本描述的理解的模糊。“实施例”、“各种实施例”等指示这样描述的(一个或多个)实施例可以包括特定特征、结构或特性,但并不是每个实施例都必须包括这些特定特征、结构或特性。某些实施例可以具有针对其他实施例描述的某些、全部特征或不包括该特征。“第一”、“第二”、“第三”等描述了公共对象并指示正在被提及的类似对象的不同实例。此类形容词并不意味着这样描述的对象必须在时间上、在空间上、在排序方面或以任何其他方式处于给定序列。“连接”可以指示元件相互进行直接的物理或电接触,并且“耦合”可以指示元件相互协作或相交互,但是其可以是也可以不是处于直接的物理或电接触。并且,虽然可以使用类似或相同的编号来指定不同图中的相同或类似部分,但这样做并不意味着包括类似或相同编号的所有图组成单个或相同实施例。

[0014] 实施例包括将受控结构的一个或多个行为定义结合到利用状态机架构的控制器中,所述受控结构具有分辨(resolve)这些定义对施加于所述结构的所测量动态条件的动态响应的能力,以及将这些动态响应的至少一部分包括到状态进入和 / 或退出标准中。结构定义及它们对刺激的响应的包括因此将可用状态定义标准扩展至包括被控制的系统的计算的预测性或建模响应。通过使用从测量和建模信息两者的此扩展集合进行的将被用于

状态进入和 / 或退出标准的参数的动态选择进一步改善了状态辨别力。测量和建模参数两者的当前和可选地历史流被提供给辨别算法,该算法确定将被用于两个或更多状态的最佳定义的特定参数。在常规状态机实践之后,这样定义的所存储状态定义被与进行中物理和建模参数相比较以检测状态再现。

[0015] 现在参考图 1,信号获取 101 接收来自各种传感器的输入(例如,经由被耦合到肌肉的电极)或要控制的物理系统的度量并执行到控制系统可使用的形式的数据转换。信号调节器 102 从传入信号去除噪声(例如,经由低通、高通、带通滤波),限制每个传入信号的带宽,执行模数转换,并执行基本数据转换,诸如积分和微分。这样被调节器 102 处理的信号在参数流 107 处被作为输入提供给历史缓冲器 103。历史缓冲器 103 在参数流 108 处提供参数流 107 的信号的当前和历史再现(rendition)两者。例如,参数流 108 可以用相同信息的历史再现来增加当前测量和 / 或计算的信息(例如,位置、速度以及加速度),所述历史再现之前 10 毫秒(ms)、20 ms、30 ms、40 ms 以及 50 ms 发生。历史缓冲器 103 的添加促进趋势或轨迹计算。例如,将大体上即时数据与先前的直接在前面的数据耦合帮助确定加速度对比减速度。参数流 108 被作为比较器 105 的一个输入提供。

[0016] 状态标准缓冲器 104 包括到给定系统状态的转变所需的数据流 108 的一个或多个特定成员的值(具有每个成员的身份)的集合。每个集合因此指定与特定系统状态的指示耦合的测量的传入系统传感器信息的一个或多个已调节当前或历史再现的身份以及其有限值范围。适合于从当前系统状态退出的状态转变集被作为状态标准集 109 输出,其被作为比较器 105 的第二输入呈现,将被针对上文所讨论的流 108 进行比较。

[0017] 比较器 105 连续地监视来自历史缓冲器 103 的参数流 108 以对由状态标准缓冲器 104 (针对下面所讨论的当前状态 111 的上下文)输出的状态定义的所有身份和参数流 108 的相应元素中的值匹配进行定位。当识别到参数流 108 与当前由状态标准缓冲器 104 输出的状态标准集 109 之间的匹配值时,比较器 105 将适当的系统状态转变指示 110、可选地与在状态定义中所指示的参数一起输出到状态条件缓冲器 106,其提供当前系统状态 111 和状态参数 112 作为输出。状态转变指示 110 因此在处于状态机的当前状态时保持当前状态和可选地下游控制功能所需的参数。系统状态指示 111 被作为上下文输入提供给比较器 105。由于可用于进入的状态通常受到当前状态的限制,所以状态指示 111 使状态标准集 109 仅局限于适合于当前状态的状态退出 / 进入标准,因此需要比较器 105 的比较。可以可选地将系统状态 111 提供给应用层软件。由诸如适合于当前系统状态的增益或时间常数的控制常数组成的状态参数 112 被提供给应用层软件,该应用层软件然后大概执行所表示状态的必需活动(例如,刺激)。

[0018] 现在参考图 2,信号获取 201、调节器 202、历史缓冲器 205、状态标准缓冲器 207、比较器 208 以及状态条件 209 分别执行图 1 中全部的信号获取 101、调节器 102、历史缓冲器 103、状态标准缓冲器 104、比较器 105 以及状态条件 106 的相同功能。

[0019] 结构模型 203 包含用由到信号获取 201 的传感器输入测量的相同条件刺激的一个或多个底层系统元件的物理结构或响应定义。模型 203 的输出的示例可以是诸如要控制的物理结构的元件数目、取向、几何结构以及符合性的项目。(下面相对于图 3 来进一步描述模型。) 模型解算器 204 响应于从调节器 202 接收到的已调节信号和从结构模型 203 接收到的定义两者连续地计算被作为建模系统响应提供给历史缓冲器 205 的由模型 203 定义的

底层结构的动态内部功能参数。建模系统响应的示例可以包括可在受控结构的每个负载承载元件上操作的相关瞬时矢量力。具体地,解算器可以计算外部感测条件(例如,来自用户佩戴的加速度计的数据)的组合将如何转换成被施加于外侧髁的特定内部力矢量。

[0020] 历史缓冲器 205 然后在参数流 211 处将来自模型解算器 204 的建模系统响应的历史和当前再现与从调节器 202 产生的那些相加。结构模型 203 和模型解算器 204 的添加用要控制的物理系统(例如,膝关节、肘关节)的建模行为来增加参数流 211。请注意,提供了当前条件和响应(延迟=0)以及参数流 211 的一部分,其所有元素被作为输入提供给标准选择器 206 和比较器 208 两者。

[0021] 事件指示器 210 将发生要求系统状态定义的显著唯一操作事件或条件(例如,疼痛)时的触发信号(例如,来自用户激活开关)提供给标准选择器 206 和状态标准缓冲器 207 两者。因此可以由信号条件的任何集合来提示事件指示器 210 的输出,包括来自参数流 211 的信息。针对事件指示器 210 进行的监视所选择的特定参数可以部分地或完全由状态机的当前状态、系统状态 215 确定,下面将描述其源。除事件指示器 210 的输出之外,标准选择器 206 接收参数流 211 作为输入,并且也可以可选地接收当前系统状态 215 作为输入。标准选择器 206 在从事件指示器 210 接收到触发信号时确定从历史缓冲器 205 接收到的特定参数流 211 元素的身份和值两者,在当前(例如基于状态条件 209)和可选的其他系统操作状态的上下文内,历史缓冲器 205 将提供最佳状态辨别或行为。选择器 206 所使用的选择技术的示例可以是峰值信号导数、统计流行性(prevalence)、两个或更多输入参数之间的相对计算、谱偏差及其他信号鉴别方法。在实施例中,如果当前状态(例如,基于状态条件 209)指示膝盖是静止的,则标准选择器 206 选择集中于例如峰值信号导数(例如,快速加速度)。

[0022] 所选参数身份和值被作为状态标准集 212 提供给状态标准缓冲器 207,其将状态标准集 212 存储为来自事件指示器 210 的触发信号终止时的统一化状态定义。状态检测和结果得到的操作与图 1 的系统类似地继续,通过比较器 208 和状态条件缓冲器 209 的活动,如上文所公开的,最终提供状态指示 215 和状态参数 216。

[0023] 事件指示器 210 和标准选择器 206 的添加代表着相对于常规系统的改善,引入了系统定义其自己的未来状态的能力,此外使用在状态定义时被控制系统本身发现为最佳的数据元素。

[0024] 现在参考图 3,加速度计 303 和 309 被附加于人腿 301。位置角传感器 302 也被附加于腿 301,位于膝盖旋转的中心处。所述传感器 302、303 和 309 的输出被作为输入提供给控制器 304,其使用所述传感器输出来断定腿 301 的运动和功能。假设加速度计 303 和 309 的所述输出每个提供关于 X、Y 和 Z 轴的三个独立信息流。控制器 304 也接收开关 308 的输出,其被佩戴者用来表示诸如疼痛的不期望条件。

[0025] 控制器 304 在计算条件下向肌肉刺激器 305 输出控制信号,肌肉刺激器 305 作为响应向电极 306 和 307(例如,经皮电极)发射治疗(例如,高压脉冲)。所述电极 306 和 307 在特定肌肉上被附着于腿 301,期望来自该特定结构的附加关节支撑。响应于通过电极 306 和 307 的所述高压脉冲,底层肌肉将收缩以支撑膝盖。控制器 304 的输出因此通过引出的周围肌肉组织的收缩来间接地控制附加膝盖支撑。

[0026] 在一个实施例中,图 2 的所有功能块被体现为控制器 304 的硬件和 / 或软件组件(除事件指示器 210 之外)。图 2 的事件指示器 210 的功能的至少一部分被图 3 的开关 308

满足。假设控制器 304 结合了能够动态地执行软件指令以实现图 2 中所示的动态元件的微控制器,但本发明的实施例可以使用替代计算装置(例如,掩蔽专用集成电路)。在实施例中,控制器 304 的应用层由多个状态(例如,引起到刺激器 305 的活动或不活动输出)组成。

[0027] 在操作中,由图 2 的信号获取 201 将传感器 302、303 和 309 的输出获取成可接受形式。信号获取 201 的输出被图 2 的调节器 202 过滤并另外转换成例如积分或微分形式。所述调节器 202 的输出因此将授予(confer)从传感器 302 导出的膝盖位置和运动以及分别从传感器 309 和 303 导出的腿 301 的股骨和胫骨两者的静态(重力)位置和动态运动两者。膝盖的结构模型被存储在控制器 304 的永久存储器中(参见图 2 的方框 203)。所述结构模型可以包含有限元素定义,简单如特定物理间距的两个无摩擦球接头,或者复杂如具有半月板的中间符合性梯度、关节松弛以及滑膜液的四个髁表面。

[0028] 与图 2 的调节器 202 的所述输出结合,这些模型定义被应用于也在图 2 中的模型解算器 204。所述解算器的输出提供用于存在于膝盖的两个髁上的内力的建模力量值和矢量。例如,假定给定用户的重力和身体质量两者都是相对恒定的,则可以使用两个相连人体构件的三个正交轴的加速度(包括重力)来近似施加于将两个人体构件相连的关节的内部元件。每个关节元件上的矢量静态力是每个人体构件相对于地球的角位置的函数。每个关节元件上的矢量动态力由连接到中心人体质量的两个人体构件的相对恒定质量的差分加速度和主要中心人体质量的共模加速度组成。在给定应用领域中,可以将相对矢量力用于建模,并且在本发明的一个实施例中,绝对力并不是严格必需的。

[0029] 来自模块 204 的输出被连同调节器 202 的输出一起作为输入提供给也在图 2 中的历史缓冲器 205。根据前述示例,历史缓冲器 205 然后也将向流 211 中提供建模计算的当前再现,诸如内和外侧髁矢量力,以及 10 ms、20 ms、30 ms、40 ms 和 50 ms 之前的这些相同矢量力。在本文所述的状态机结构的控制下,控制器 304 提供一个或多个参数作为到刺激器 305 的输入,因此控制肌肉刺激脉冲到电极 306 和 307 的施加。下面进一步描述实施例,该实施例描述在历史缓冲器 205 之后发生什么。

[0030] 在日常操作中,佩戴图 3 的系统的病人将执行运动,在该运动期间,用于疼痛缓解的附加肌肉支撑是必需的,并且当存在疼痛或其他不期望条件(其可以间接地通过肌肉刺激来缓解)时按下开关 308。产生与被开关 308 激活标记为不期望的那些条件类似的条件的佩戴者的后续活动将导致被输出到电极 306 和 307 以缓解来自进一步活动的疼痛和 / 或损害的神经肌肉刺激。相反,常规方法仅使用外力(例如,不具有从外力到施加于模型的内力的施加)或与理想化步态模板的偏差。要求刺激的每个条件或运动必须被记住以便达到此目的。然而,这些条件或运动中的许多对于佩戴者而言是危险的。

[0031] 当在正常活动中可视化时,将看到的是各种力矢量将被施加于腿 301 的膝盖的各种部分。更深的检查将显示腿 301 的多个不同活动可以产生在膝盖的类似部分内部的非常类似的矢量力。例如,腿 301 的快速向前运动将产生与通过在向后伸展身体的同时在腿上放置重量所产生的那些类似的膝盖力;然而,从传感器 302、303 和 309 获得的位置和运动测量对于这两个活动而言将是明显不同的。在没有底层结构的知识(即,无对内部膝盖关节的建模)的情况下依赖于测量信息(例如,佩戴在腿外面的外部位置传感器)可以命令在每个有问题的活动期间激活开关 308 以便实现示例性设备的期望目的。这呈现出许多活动,在这些活动期间,必须对设备进行训练,其中的许多设备可能施加用户危险,并且必须稍后

在系统使用期间对其进行区别。

[0032] 假设可以通过即将发生或当前的矢量力的量值来预测膝盖疼痛或损坏,图 2 的结构模型 203 可以由在被图 2 的信号调节器 202 的位置和运动信息激励时分解内部矢量膝盖力所需的结构膝盖元件的表示组成。此模型分解然后将结果得到的内部矢量力从外部位置和运动测量结果解耦,适应可以由大量的位置 / 运动组合来促成(precipitate)任何给定矢量内力的情况。本示例中的内部矢量膝盖力因此与位置或运动指示相比是对特定膝盖疼痛的好得多的模拟。即使由非常不同的活动或运动潜在地引起,有问题的矢量膝盖力也可以很容易通过准确模型的激励被标识,这大大地降低了状态定义复杂性。

[0033] 个体的身材、步态差异以及病理学产生用于图 3 的示例性系统的极宽的工作范围。虽然通过开关 308 激活进行的疼痛指示用于突出一组条件,在该组条件期间期望肌肉刺激,但功能辨别仍由于使用将被检查以用于状态确定的条件的大型固定子集的一般惯例而被严重削弱。在任何给定操作条件下,非常少的测量和 / 或建模条件用于明确地描绘期望的保护状态,同时许多其他测量和 / 或建模条件仅提供无关紧要的噪声。给定宽泛的使用间差异,诸如在病人间步态差异中看到的,将被用于状态检查的突出信息的特定身份常常仅随着系统处于实际使用中而被已知,在设计循环期间并不是。例如,如果检查许多膝盖位置、运动和力以用于图 3 的系统中的状态检测,则内侧髁的压缩不容易与外侧髁的压缩区别开。然而,在内侧压缩的情况下,如上文所指示的,由模型输出所指示的该髁上的力展现出与其统计平均值的高偏差;而建模外侧髁力保持在其统计平均值附近。因此,针对此应用,具有最高变化率的图 2 的参数流 211 内的那些元素的检查用于无限地增强辨别。这遵循有关节炎的膝盖中的松弛引起已损坏髁上的力随着髁在负荷下崩溃而突然开始的情况。平滑的力变化(具有结果得到的低导数)与突然的力变化(高导数)相比远远不是问题。

[0034] 在实施例中,根据本实施,图 2 的标准选择器 206 然后标识具有最高导数值的流 211 的传入元素,同时图 3 的开关 308 被按下(还参见图 2 的方框 210),以便包括在将被存储在图 2 的状态标准缓冲器 207 中的适当状态定义中。在另一实施例中,被标准选择器 206 使用的选择算法可以由检测具有最高统计流行性的流 211 的那些元素组成,如在图 3 的开关 308 的多次激活期间所观察的。另一实施例将用于通过求平均来减少瞬时定时误差的影响。

[0035] 与常规系统中的用于状态确定的静态数据身份的使用相反,本发明的实施例中,图 2 的两者,事件指示器 210 和标准选择器 206 的包括示出了最多地指示由图 3 的开关 308 的激活所表示的事件的那些数据元素的实际使用期间的标识。虽然在使用期间很容易被辨别,但在设计控制系统时,最适合于状态标识的特定身份可能是也可能不是已知的。

[0036] 开关 308 激活期间的具有最高导数值或统计流行性的数据元素的检测和图 2 的标准选择器 206 进行的这些类似矢量力用以定义要求肌肉支撑的状态的后续使用按照上文的讨论在状态标准缓冲器 207 中产生反映非期望矢量膝盖力的状态定义,无论促成动作如何。当流 211 内的这些矢量膝盖力再次被比较器 208 检测到时,状态转变 214 因此促使状态条件缓冲器 209 向下游控制软件提供指示适当保护状态的常数。推测起来,由状态条件缓冲器 209 针对有问题膝盖力的所检测状态呈现给下游控制系统的常数将引起或加强来自图 3 的刺激器 305 的肌肉刺激,缓解力的非期望结果。在状态标准缓冲器 207 中产生被获悉有问题的矢量膝盖力的未来运动因此将导致示例性设备进行的保护性活动,即使引起

有问题矢量力的运动在图 3 的开关 308 的激活期间可能从未存在。

[0037] 在实施例中,控制器 204 利用自适应技术来在进行中的基础上在功能上将所有输入归一化并执行误差 / 噪声修正。这是补偿环境、疲劳等的预期变化所必需的,从而防止来自传感器增益差异的标准选择器偏置。根据使用最大踝力导数以用于状态检测的前述示例,在不存在归一化的情况下,传感器制造公差可以引起反映传感器增益误差而不是踝的微分的静态踝偏置。

[0038] 现在参考图 4,如应用于图 3 的实施例的,针对图 2 的架构的示例性状态示出了状态描述、标准身份和值以及最后控制动作。

[0039] 用于所示的每个状态的状态描述仅仅是用于说明目的;如状态转变 214 所指示的,到每个示例性状态的转变可以受到标志、句柄(handle)、编号等的影响。在实施例中,由标准选择器 206 来选择具有最高变化率(根据所述示例)的实体以供在将被存储在状态标准缓冲器 207 中的状态定义中使用。标准身份和值示出在从事件指示器 210 接收到触发时从标准选择器 206 预期的结果(虽然未以任何方式被强制)。针对每个状态所示的动作是施加于当前发明的下游控制软件的状态参数 216 结果得到的预期刺激器 305 输出。在实施例中,最后提供的刺激振幅是内侧踝上的计算力的函数,并且横向股肌(lateral vastus)被电极 306 和 307 刺激。

[0040] 如所示,每当最活跃的踝力在满标度的 5% 以下时,从任何活跃状态进入安全(默认)状态。停止刺激,大概通过在状态参数 216 处呈现的低增益。

[0041] 可以预期后内侧胫骨保护状态源自于用户在登单个楼梯的同时按下开关 308,在膝盖的该部分上施加应力。在内侧磨蚀的(典型)情况下,可以预期 10% 以上的突然内侧(建模)力。在活动用户中,另外可以预期股骨的快速减速度(给定高导数),因此也可以被标准选择器 206 选择。将预期反映构成原因的运动的逐渐增加的刺激。

[0042] 随着用户通过安置腿 301 的踵而进入步态循环的姿态(stance)阶段,可以预期中心内侧保护状态。在两个踝上可以预期高力导数,通常伴随有横向平面中的高胫骨加速度。在所示的示例中,使用外侧(健康)踝上的较高力来限定(qualify)内侧踝上的较低力。然而,在具有更快速步伐的用户中,可以预期的是标准选择器 206 将在胫骨横向平面运动中发现更大的导数。因此,一个实施例也将该信息用于状态确定。将预期刺激的突然开始。

[0043] 在刚好在踵撞击之前具有十字韧带损伤的用户中可以预期过度伸展(hyperextension)保护状态。在建模韧带力(包括在膝盖模型中)中可以预期最高改变,虽然膝盖旋转可以产生具有高关节松弛的股骨的高冠平面加速度。结果得到的膝盖力的短促将产生快速的明显刺激。

[0044] 可以看到的是所示状态的数目将取决于被用户发现痛苦的条件的数目,并且通过开关 308 的使用,可以实现状态的添加以及修改。假设可以通过开关 308 的单独激活来实现状态擦除,促使事件指示器随着不想要的状态发生而将其删除。

[0045] 现在参考图 5,三轴加速度计 503 被放置在高尔夫车 501 的标称重心处。GPS 传感器 502 被附加于具有定位卫星的最佳视图的高尔夫车 502 的区域。电池 505 通过电流监视器 510 向电动机 507 提供电力。速度传感器 511 被附着于电动机 507 的输出轴,因此指示所述高尔夫车 501 的轴速度。可变比驱动 504、大概是电驱动行星式齿轮装置修改针对方向盘 508 的给定旋转而引起的前轮 509 的角运动。控制器 506 从所述加速度计 503、GPS 接

收机 502、速度传感器 511 以及电流监视器 510 接收输入；并向可变比驱动 504 提供可变控制，对高尔夫车 501 的转向比进行调制。

[0046] 高尔夫车以不良的横向稳定性而出名，然而其最初的使用是在丘陵地带。本发明的实施例通过调制车辆的转向比来降低小车倾翻的可能性。

[0047] 加速度计 503、GPS 接收机 503、速度传感器 511 以及电流监视器 510 向图 2 的信号获取 201 提供输入，其执行在上文的其描述中给出的活动。结构模型 203 包含将在其上面操作高尔夫车 501 的高尔夫球场的高度图，假定在与 GPS 接收机 502 相容的坐标系中。控制器 506 包含本发明的实施例，如图 2 中所示，该背景遵循：

模型解算器 204 将分别来自所述输入 502、503 和 511 的当前物理位置和方向、三个轴中的倾度以及车辆速度应用于结构模型 203 的地形图，以便解算用于任何给定情况集合的改变的最大安全偏航率。这样计算的最大安全偏航率被上文表示为到历史缓冲器 205 的输入的已调节输入包括。事件指示器 210 向标准选择器 206 在车辆速度每次显著增加时向标准选择器 206 和可选地状态标准 207 提供信号。在接收到所述信号时，标准选择器选择车辆速度、车辆加速度或车辆倾度中的一个或多个作为用于给定情况的反转(rollover)的最可能原因，并且在状态标准 207 中产生两个状态定义。第一状态定义是指示反转的相对概率的若干状态中的一个，请注意，如果倾斜足够远，则高尔夫车甚至可以以极低的速度翻倒。第二状态定义指示这样的条件，在该条件下将减小转向比以便延长稳定性。

[0048] 比较器 208 至少针对在前段中举例说明的两个状态定义来监视传入流 211，根据需要将当前状态指示 214 更新到状态条件 209。状态条件 209 向下游控制软件提供常数，该常数包括以上第一状态定义期间的基础安全转向比以及表示极限的一个或多个常数，在该极限以上，将在上述第二状态定义期间减小转向比。在接收到所述常数时，下游控制软件直接地控制图 5 的可变比驱动 504 的转向比。

[0049] 在向前运动开始时，将应用基础转向比，随着当前车辆条件的固有风险而减小，如针对所述第一状态定义所选择的特定状态所指示的。这将为驾驶员改善可预测性。在由与所述第二状态定义的成功比较所指示的危险条件的任何点处，表示将如何减小转向比的常数(诸如速度、增益等)被提供给下游控制软件，其然后通过可变比驱动 504 的调制来相应地减小转向比。如果在任何点处车辆速度显著地增加(其将经由方框 210 来说明)，则将如上所述地产生新状态定义，以反映新情况。

[0050] 在此应用中选择对车辆速度的转向比控制，因为快速减速是可怕的风险因素。

[0051] 现在参考图 6，三轴加速度计 602 在弹簧单高跷 601 被普通用户骑乘时在高跷的标称重心处被附加于弹簧单高跷 601。阻尼器 603 被附加于弹簧单高跷 601 的外管的下部，当在弹簧 606 下面完全伸展时完全覆盖内管。阻尼器 603 可以采用磁流变(rheonetic)或电子流变流体、磁推斥或吸引及其他方法，通过方法，可以在弹簧单高跷 601 的内管与外管之间引入阻力(resistance)。控制器 604 从加速度计 602 接收三个轴中的加速度作为输入，并向脉宽调制器 605 提供控制信号，该变量激励阻尼器 603。可以看到来自控制器 604 的所述控制信号因此对阻尼器 606 进行调制，可变地减少从弹簧 606 可实现的动能存储。控制器 604 包含本发明的实施例，如图 2 中所示，该背景遵循：

信号获取 201 接收弹簧单高跷和因此的骑手的矢状(sagittal)、冠状和横向面中的倾度和加速度作为输入。结构模型 203 包含弹簧单高跷的弹簧的动态行为和粗略人类骑手模

型,其由未知质量、第一对球形枢轴、第一对未知长度、一对铰链、第二对未知长度以及第二对球形枢轴组成;表示人体质量中心、双髋关节、双股骨、双膝盖、双胫骨以及双踝,标称髋和膝盖间距和踝间距与弹簧单高跷的匹配。模型解算器 204 连续地计算骑手质量、骑手股骨长度、骑手胫骨长度、骑手膝盖角度、矢状弹跳角、冠状弹跳角以及弹簧单高跷的末端与地面之间的摩擦系数。矢状和冠状弹跳角和尖端摩擦系数被与弹簧单高跷倾度和加速度一起提供给历史缓冲器 205。

[0052] 在操作中,下游控制软件用每次弹跳来连续地计算矢状和冠状面中的偏差,以断定骑手控制高跷的能力。除流 211 之外,此信息也被提供给标准选择器 206。如图 5 的加速度计 602 所指示的,事件指示器 210 在弹簧单高跷的每次下降开始时向标准选择器 206 和可选地状态标准缓冲器 207 提供信号。在接收到所述信号时,标准选择器 206 检查矢状和冠状面两者中的骑手的相对能力和即将发生的弹跳的建模轨迹,以选择最有可能促使骑手倾覆(upset)的轴。标准选择器 206 然后创建由符合骑手能力和当前条件两者的即将发生的弹跳的安全轨迹极限组成的不安全状态定义,将此状态定义存储在状态标准 207 中。

[0053] 随着骑手弹跳继续,如果满足了所述不安全状态定义,则比较器 208 向状态条件缓冲器 209 指示不安全状态,促使状态条件缓冲器 209 向下游控制软件提供阻尼控制参数(诸如时间常数或增益),该下游控制软件然后如上所述的那样通过图 6 的阻尼器 603 的变量激活来增加弹簧阻尼。

[0054] 实施例可以包括足够的缓冲,使得用户不需要立即激活开关 308,而是可以替代地依赖于缓冲以允许用户自感兴趣事件已发生开始在阈值时间水平(例如,5 秒)内激活开关。此外,诸如图 3 的实施例包括三个传感器,然而,其他实施例可以使用单个传感器、两个传感器或不止三个传感器,取决于要监视的运动或状态和期望的精度水平。例如,实施例可以包括传感器 309 和 303 但不包括传感器 302,从而依赖于加速度而不依赖于位置信息。

[0055] 虽然详细地讨论了关于膝盖的实施例,但本文所述的实施例的应用也已被应用于高尔夫车和弹簧单高跷。因此,可以将实施例广泛地应用于考虑各种动物(例如,人)关节(例如,肘、手指、脚趾、踝、髋、肩、颈、腕、背部 / 脊柱)的其他情况。刺激系统可以与支柱或假体(例如,替换肢体)耦合,但不限于此。

[0056] 实施例可以包括位置引导系统。例如,用户可以在他或她的膝盖上佩戴套筒。该套筒可以放进口袋以保持诸如传感器 309、303 的传感器。那些口袋可以是使用诸如 Velcro 的耦合器可进行位置调整的。该口袋可以固定地耦合到套筒以确保用户随着时间推移而将相同的传感器佩戴在相同位置。

[0057] 根据前述讨论,可以看到的是可以由结构对激励的反应来驱动状态确定,与仅仅简单的激励判定相反。结果,控制实体的状态结构可以更紧密地反映受控环境的结构,将控制的动作扩展以包含不容易测量的效果。此区别允许超出先前经验的自适应操作,因为无论先前是否已观察到,多个感觉输入可以导致已标记操作参数的发生。此外可以看到的是可以通过包括能够在运行时间环境中发现具有最佳动态范围的系统度量的状态确定装置来改善状态辨别,所述最佳动态范围在系统设计期间可以是也可以不是已知的。

[0058] 给定本发明创建状态定义以影响系统的控制的能力,也包括根据需要而删除状态定义的能力是隐含且预期的。

[0059] 虽然在本文中以在非常简单的控制系统中的使用示出,但在状态机实施中预期本

发明的广泛使用,所述状态机实施中的许多被已知是更加复杂的,诸如分级状态结构。除本文所示的物理设备的控制之外,也可预期本发明在非物理应用中的有利使用,诸如数据流控制。

[0060] 在以上公开中可以看到将通过运行时设置中的反映对刺激的系统响应的术语的创建和使用来改善正常地在固定或可调整模板驱动控制系统中看到的可变性和外推问题。结果,使用本文所述的技术的系统更好地反映结构正在被控制,大大地改善了整个系统响应。

[0061] 因此,在实施例中,测量的物理条件(例如,加速度)被应用于被保护的关节的物理模型(例如,3D 模型)。获得该关节的承载元件上的矢量力。此建模力信息然后被用来控制何时和 / 或如何刺激对掌肌(opposing muscle)。在实施例中,获取非自定义测量(例如,来自一个或多个加速度计的一般测量)并将其应用于模型以获得该特定用户的关节中的结果。相反,常规系统仅覆盖使用运动信息来确定何时进行刺激而不是如何进行刺激。常规系统未使用建模矢量内力来控制刺激。并且,常规系统未使用测量的条件来修改正在使用的物理模型。

[0062] 并且,在一个实施例中,通过按下按钮,病人或提供者警告设备记住什么条件(尤其是内力)引起某些负面的东西(例如,疼痛、不稳定性)。这与常规预定位置模板形成对比。

[0063] 在实施例中,在获悉类似于关节松弛的东西时,此类知识被应用于物理模型,因此刺激使内部承载表面上的(预测)力偏移。使用位置、加速度等的常规刺激系统的控制采取线性系统(例如,位置或加速度直接引起问题)。这对于具有许多符合性、阻力等的真实世界的生物条件而言是过于简单的。例如,有关节炎的关节具有松弛,其如两个极限之间的滞后一样作用(当髋碰撞时)。

[0064] 在实施例中,在病人按下按钮时可用的数据(位置、加速度、力)被用来发现当前条件中的哪些数据项目与正常操作或其他状态最为不同。值仅被用于最容易可见的数据项目(例如,内侧髋力),并且然后只有那些值被监视以标记该状态正在再次发生。这种方法让控制器发现最显著的项目以寻找何时监视特定条件(例如,关节上的力)。因此,实施例记住将预兆着状态的一组最明显的东西。常规系统查看在设计系统时预先确定的数据项目(身份)列表。如同预先确定的位置模板一样,这是预先确定的冗长列表(laundry list),其是过于简单的,并且未被针对用户和他或她的当前条件(例如,重量、活动)进行自定义。

[0065] 实施例包括(a)基于在第一位置处(例如,从作用于胫骨上的下向(inferior direction))在外部施加于关节的第一外力(例如正加速度)对施加于用户关节(例如膝盖)的模型的第一内力进行建模;(b)基于在不等于第一位置的第二位置(从作用在股骨上的上方向)处在外部施加于关节的第二外力(例如减速度)来对施加于模型的第二内力进行建模;(c)比较第一和第二建模内力(例如,以确定它们是否类似);以及(d)基于该比较来刺激用户(例如,由于可能未知的第二外力导致与被标记为有问题的先前内力类似的内力而刺激用户)。因此,实施例可能能够将内力标识为有问题,尽管从未“看到”间接地产生有问题内力的位置。

[0066] 实施例可以包括从用户接收对应于第一外部源(例如,用户感觉到疼痛时的开关激活)的输入;以及基于接收输入对第一内力进行建模。

[0067] 实施例可以包括基于与用户体验到关节疼痛和关节不稳定性(例如,诸如在用户

感觉到疼痛的 5 或 10 秒内的同一时间段内存在或发生)中的一个基本上同时地从用户接收到输入而动态地创建新模型(例如,在运行中和在系统在具有病人的现场中关闭之后)。

[0068] 实施例包括根据所选因素(例如,量值、矢量以及到建模关节的施加点、数据的最高导数值、统计流行性等)来确定第一和第二建模内力基本上是相等的;以及基于该确定来刺激用户。

[0069] 实施例还可以包括确定对应于第一内力的第一特性;以及确定对应于第二内力的第二多个特性;其中,比较第一和第二建模内力包括比较第一特性和第二特性,第二特性被包括在所述多个特性中。例如,如果用户标记了疼痛事件且十五个之中的一个元素看起来是显著的(例如,外围层或统计流行值),则可以将该显著因素用于稍后的比较以标识该疼痛状态。作为另一示例,一个人可能未认识到什么因素将在确定有问题状态存在时是最显著的,直至产品在现场之后。因此,评估若干因素并在其之间进行选择以构建关于那些显著因素的状态的能力可以帮助在设备被投放到现场很久之后构建预测模型。

[0070] 可以在许多不同系统类型中实现实施例。现在参考图 7,示出了根据本发明的实施例的系统的框图。多处理器系统 500 是点到点互连系统,并包括经由点到点互连 550 耦合的第一处理器 570 和第二处理器 580。处理器 570 和 580 中的每一个可以是多核处理器。术语“处理器”可以指的是处理来自寄存器和 / 或存储器的电子数据以将该电子数据变换为可以存储在寄存器和 / 或存储器中的其他电子数据的任何设备或设备的部分。第一处理器 570 可以包括存储器控制器集线器(MCH)和点到点(P-P)接口。类似地,第二处理器 580 可以包括 MCH 和 P-P 接口。MCH 可以将处理器耦合到各存储器,即存储器 532 和存储器 534,其可以是被本地附着于各处理器的主存储器(例如,动态随机访问存储器(DRAM))的一部分。可以分别经由 P-P 互连将第一处理器 570 和第二处理器 580 耦合到芯片组 590。芯片组 590 可以包括 P-P 接口。此外,可以经由接口将芯片组 590 耦合到第一总线 516。可以将各种输入 / 输出(I/O)设备 514 连同总线桥 518 一起耦合到第一总线 516,总线桥 518 将第一总线 516 耦合到第二总线 520。可以将各种设备耦合到第二总线 520,包括例如通信设备 526 以及诸如盘驱动器或其他海量存储设备的数据存储单元 528,其在一个实施例中可以包括代码 530。

[0071] 可以用代码来实现实施例,并且实施例可以存储在非临时存储介质上,该非临时存储介质具有存储在其上面的指令,该指令可以用来对系统进行编程以执行该指令。存储介质可以包括但不限于任何类型的盘,包括软盘、光盘、光盘、固态驱动器(SSD)、压缩盘只读存储器(CD-ROM)、压缩可重写盘(CD-RW)以及磁光盘、半导体器件,诸如只读存储器(ROM)、随机访问存储器(RAM),诸如动态随机访问存储器(DRAM)、静态随机访问存储器(SRAM)、可擦可编程只读存储器(EPROM)、闪存、电可擦可编程只读存储器(EEPROM)、磁或光学卡或适合于存储电子指令的任何其他类型的介质。在本文中可以参考诸如指令、函数、程序、数据结构、应用程序、配置设置、代码等数据来描述本发明的实施例。当该数据被机器访问时,该机器可以通过执行任务、定义抽象数据类型、建立低水平硬件上下文和 / 或执行其他操作来进行响应,如在本文中更详细地描述的。该数据可以存储在易失性和 / 或非易失性数据存储中。术语“代码”或“程序”覆盖大范围的部件和结构,包括应用、驱动程序、进程、例程、方法、模块以及子程序,并且可以指的是指令的任何集合,其在被处理系统执行时执行期望的一个或多个操作。另外,替代实施例可以包括使用少于所有的公开操作的过程、

使用附加操作的过程、以不同的序列使用相同操作的过程以及其中对本文公开的单独操作进行组合、细分或否则改变的过程。可以根据需要将部件或模块组合或分离，并且可以将部件或模块定位于设备的一个或多个部分中。

[0072] 虽然已相对于有限数量的实施例描述了本发明，但本领域技术人员将认识到其许多修改和变更。意图在于所附权利要求书覆盖落在本发明的主旨和范围内的所有此类修改和变更。

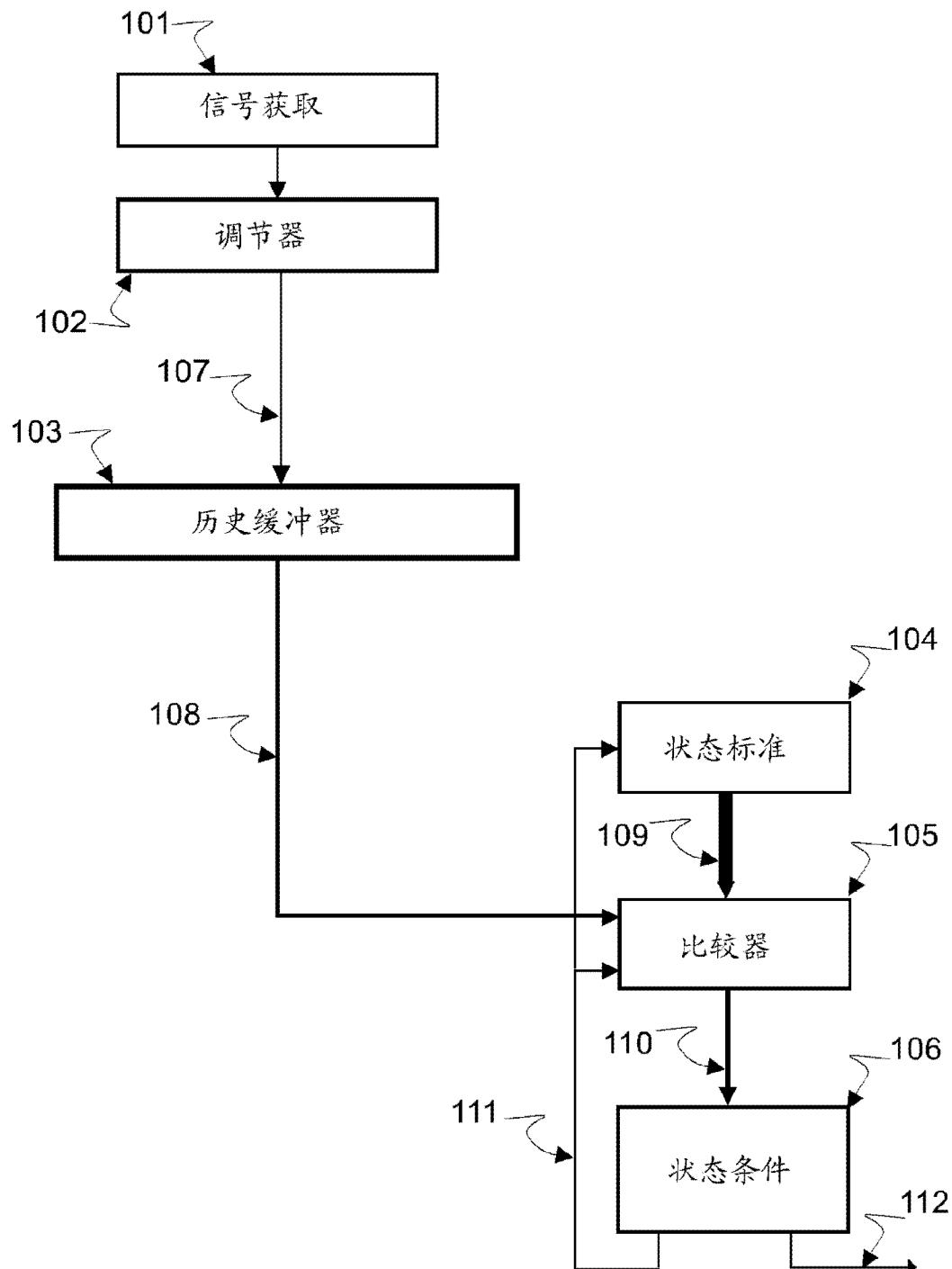


图 1(现有技术)

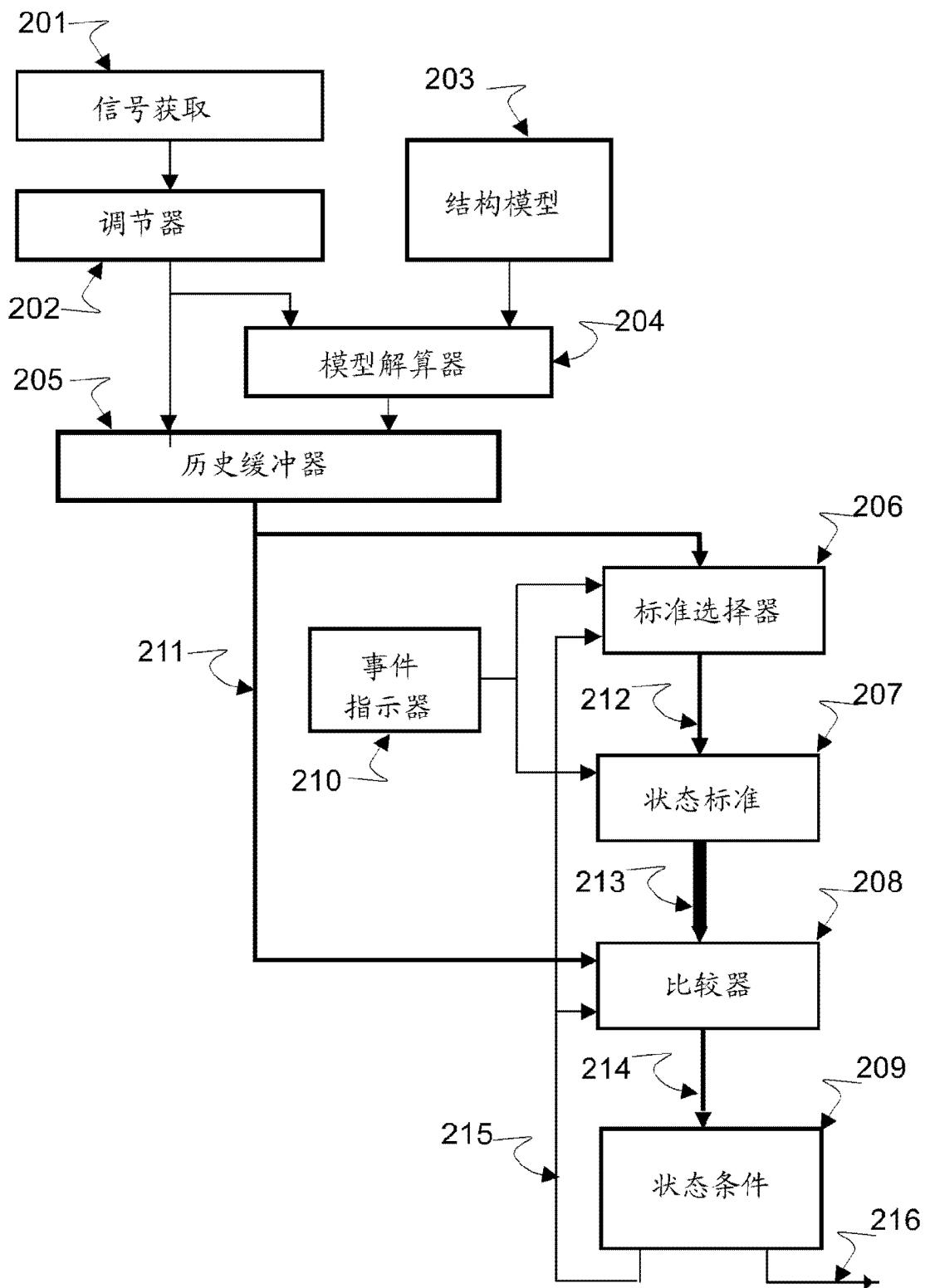


图 2

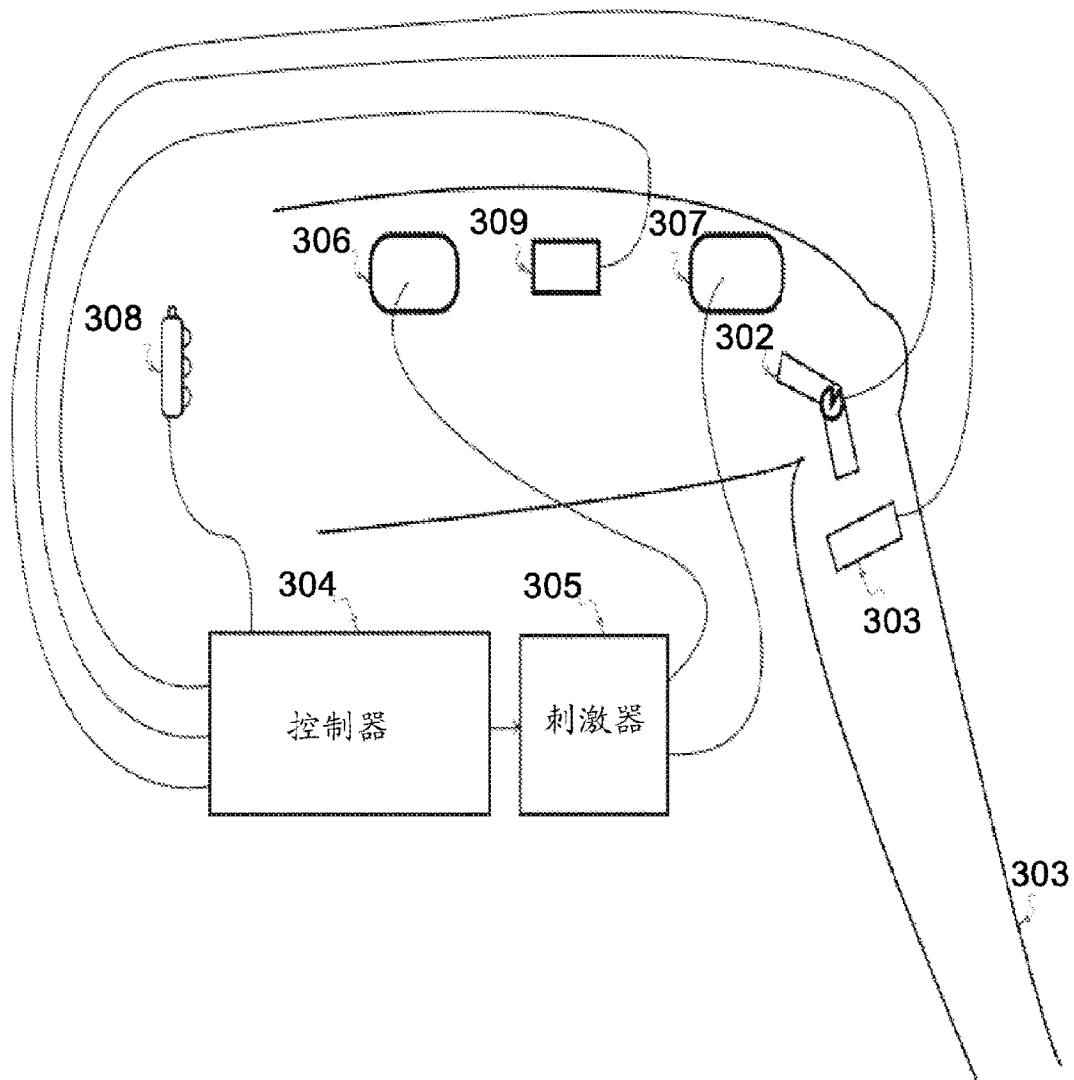


图 3

状态	身份和值	动作
安全 (默认)	内侧轴向力<5% 外侧轴向力<5%	停止刺激
后内侧胫骨 保护	内侧轴向力>10%	与股骨矢状面位置 成比例的刺激的 缓慢开始
中心内侧 保护	内侧轴向力>10% 外侧轴向力>10%	与胫骨冠状面 位置成比例的 刺激
过度伸展保护	内侧轴向力>5%	快速最大刺激

图 4

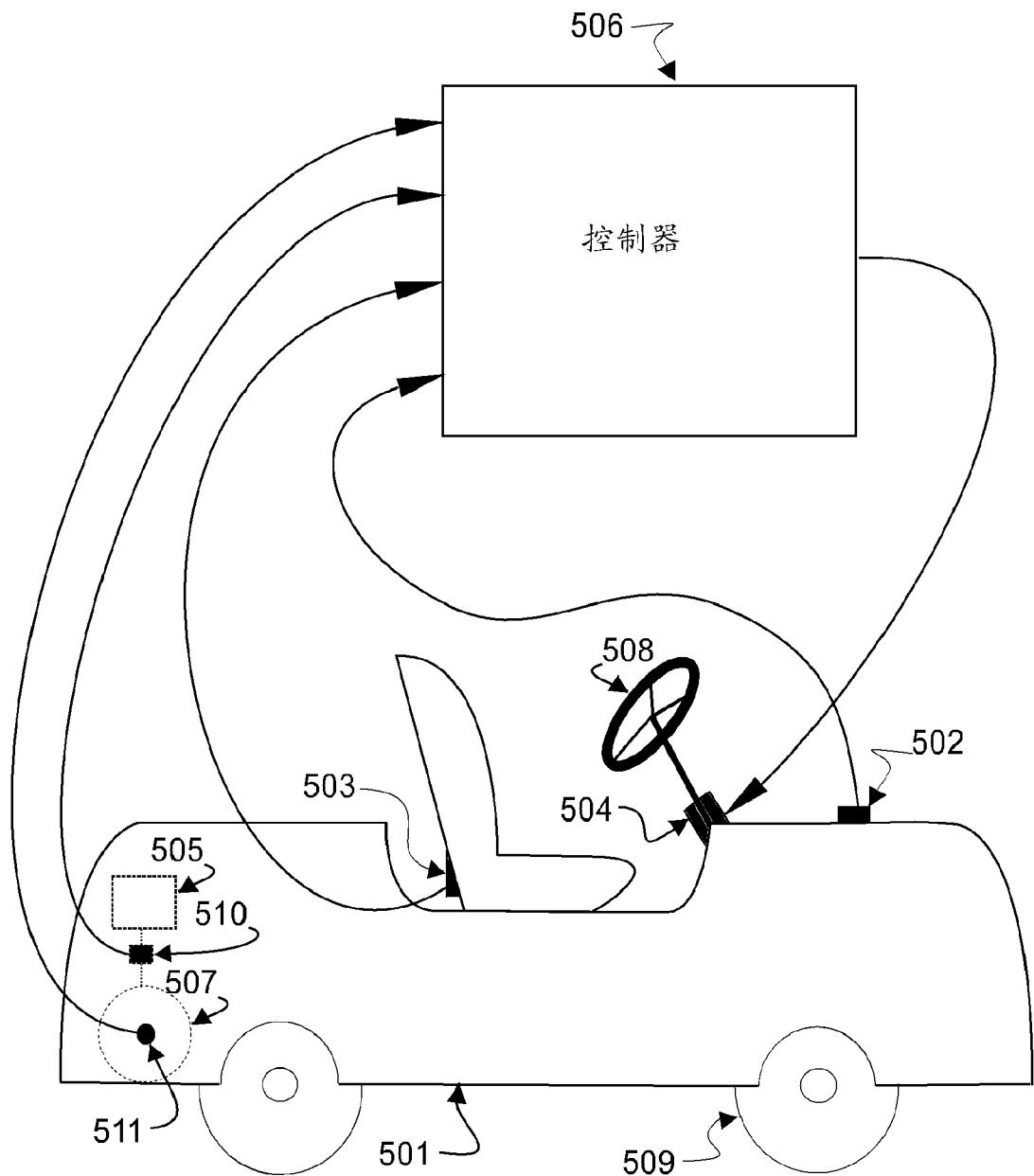


图 5

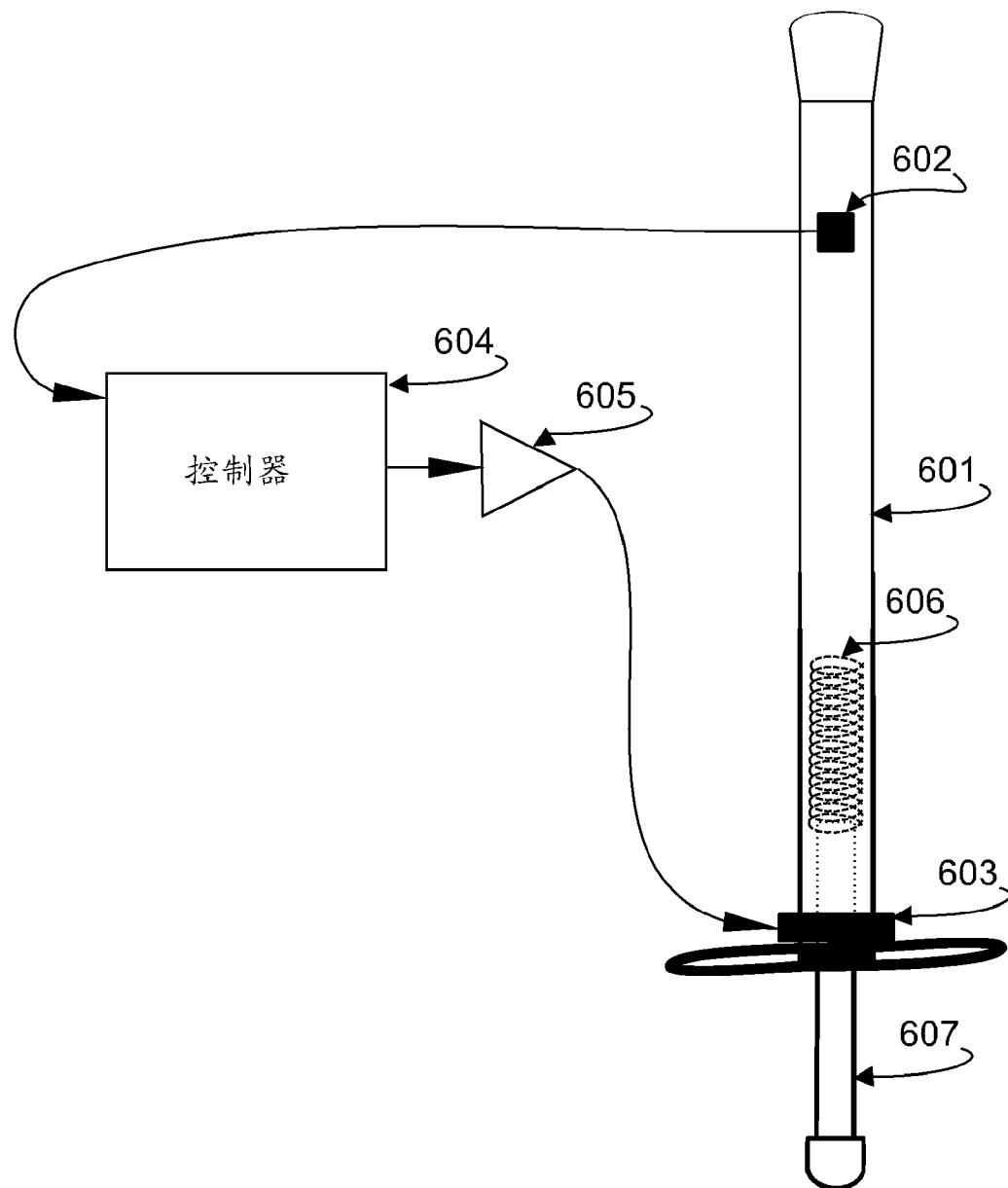


图 6

500

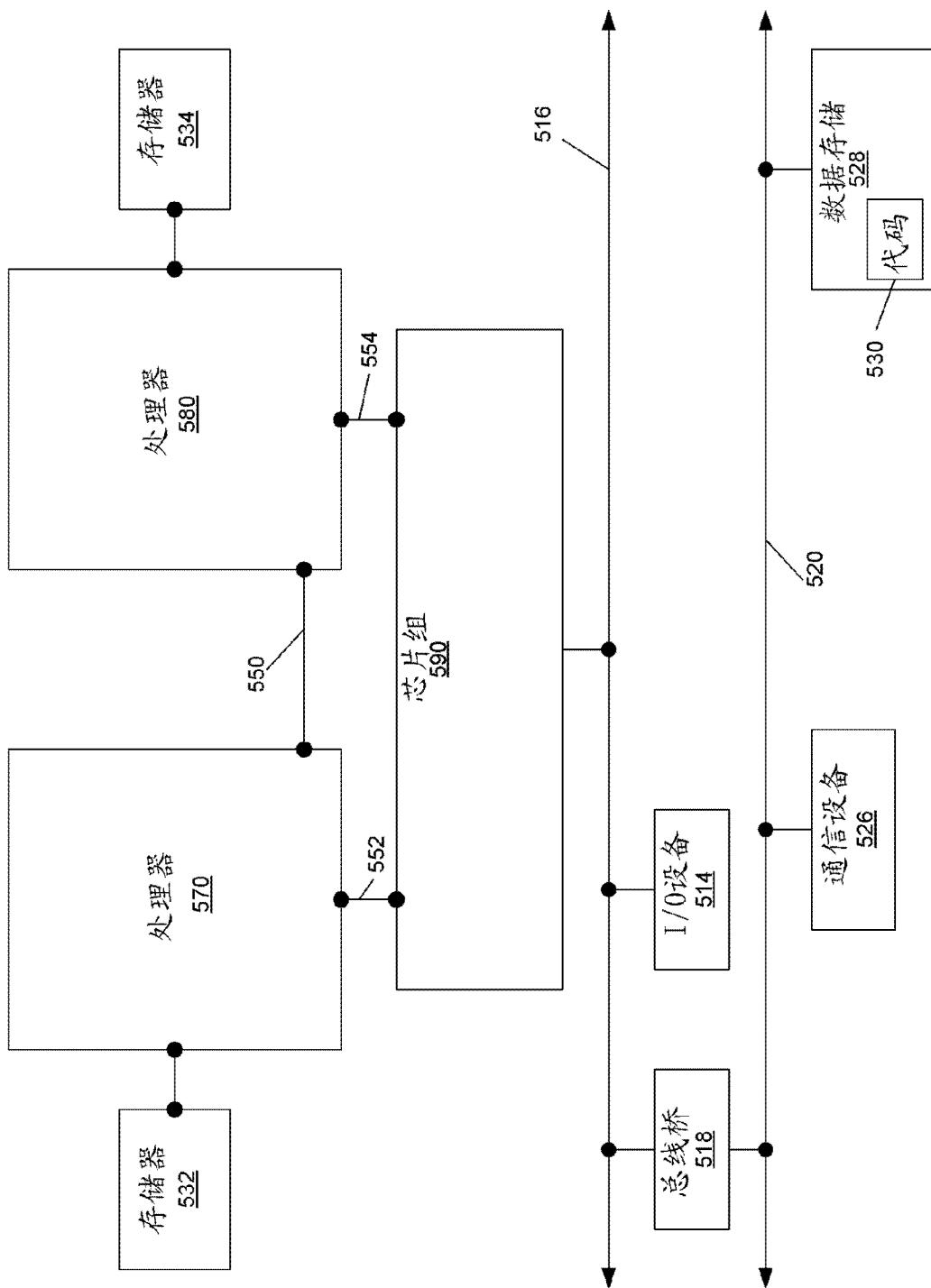


图 7