

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101252907 B

(45) 授权公告日 2012. 05. 09

(21) 申请号 200680031622. 4  
 (22) 申请日 2006. 07. 12  
 (30) 优先权数据  
 248432/2005 2005. 08. 29 JP  
 (85) PCT申请进入国家阶段日  
 2008. 02. 28  
 (86) PCT申请的申请数据  
 PCT/JP2006/313864 2006. 07. 12  
 (87) PCT申请的公布数据  
 W02007/026472 JA 2007. 03. 08  
 (73) 专利权人 本田技研工业株式会社  
 地址 日本东京都  
 (72) 发明人 安原谦  
 (74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任  
 公司 11021  
 代理人 李贵亮

(51) Int. Cl.  
 A61H 3/00 (2006. 01)  
 A63B 23/04 (2006. 01)  
 A63B 71/06 (2006. 01)  
 (56) 对比文件  
 EP 1547567 A1, 2005. 06. 29, 全文.  
 CN 1752986 A, 2006. 03. 29, 全文.  
 JP 2005-224318 A, 2005. 08. 25, 全文.  
 审查员 范文扬

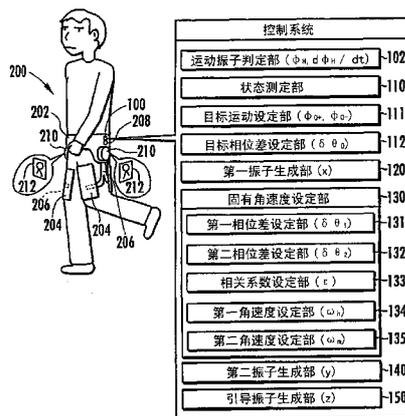
权利要求书 3 页 说明书 19 页 附图 6 页

(54) 发明名称

运动引导装置及其控制系统与控制方法

(57) 摘要

本发明提供了一种能以使使用者的运动节奏及幅度分别与其作为目标的节奏及幅度相一致的方式引导使用者运动的装置等。利用本发明的运动引导装置,生成以反映了固有角速度( $\omega_M$ )的形式与运动振子相互牵引的第一振子(x)。另外,基于运动振子和第一振子(x)之间的相位差(第一相位差)( $\theta_{HM}$ ),设定新的固有角速度( $\omega_M$ )。而且,基于新的固有角速度( $\omega_M$ )来生成第二振子( $y_1$ )。然后,生成包含第一引导振子( $z_1$ )的引导振子(z),其中,该第一引导振子( $z_1$ )包含第二振子( $y_1$ )和第一位势,该第一位势为,与固有角速度( $\omega_M$ )对应,并使与使用者的运动幅度对应的运动振子的值接近其目标值。



1. 一种运动引导装置,其是用于根据引导振子引导使用者的运动的装置,其特征在于,具备:

运动振子测定装置,其测定使用者的运动振子;

第一振子生成装置,其生成以反映在不较大地超出运动引导装置的实际运动引导节奏的范围内被任意设定的固有角速度的形式与由运动振子测定装置测定的运动振子协调的第一振子;

固有角速度设定装置,其基于由运动振子测定装置测定的运动振子和由第一振子生成装置生成的第一振子间的相位差来设定新的固有角速度;

第二振子生成装置,其生成以反映由固有角速度设定装置设定的固有角速度的节奏而振动的第二振子;和

引导振子生成装置,其生成包含第一引导振子的引导振子,其中,所述第一引导振子包含所述第二振子生成装置生成的第二振子和第一位势,所述第一位势与所述固有角速度设定装置设定的固有角速度对应,并使所述运动振子测定装置测定的与使用者的运动幅度对应的运动振子接近与使用者的目标运动幅度对应的目标值,

其中,上述的所谓振子是指一个定义为值随时间变化的电信号及在软件中值随时间变化的信号的函数。

2. 如权利要求 1 所述的运动引导装置,其特征在于,引导振子生成装置根据由第二振子生成装置生成的第二振子、由固有角速度设定装置设定的固有角速度以及运动振子的时间微分值,,生成包含第二引导振子的引导振子,其中,所述运动振子是由运动振子测定装置测定的对应了使用者的运动幅度的运动振子,所述第二引导振子包含抑制所述运动振子的绝对值增大的第二位势。

3. 如权利要求 1 所述的运动引导装置,其特征在于,引导振子生成装置生成包含第一系数、偏差的函数和所述第二振子的积的第一引导振子,其中,所述第一系数作为由固有角速度设定装置设定的固有角速度的函数与所述第一位势对应,所述偏差的函数是与使用者的运动幅度对应的运动振子的值和目标值之间的偏差的函数。

4. 如权利要求 2 所述的运动引导装置,其特征在于,引导振子生成装置生成包含第二系数、时间微分值的函数和所述第二振子的积的第二引导振子,其中,所述第二系数作为由固有角速度设定装置设定的固有角速度的函数与所述第二位势对应,所述时间微分值的函数是与使用者的运动幅度对应的运动振子的时间微分值的函数。

5. 如权利要求 1 所述的运动引导装置,其特征在于,所述运动引导装置还具有状态测定装置和目标运动设定装置,其中,所述状态测定装置测定使用者的运动状态及生理状态中的一个或两个,所述目标运动设定装置根据所述状态测定装置判定的使用者的运动及生理状态中的一个或两个,设定使用者的目标运动节奏及目标幅度中的一个或两个。

6. 如权利要求 1 所述的运动引导装置,其特征在于,所述运动引导装置还具有状态测定装置和目标相位差设定装置,其中,所述状态测定装置测定使用者的运动状态及生理状态中的一个或两个,所述目标相位差设定装置根据所述状态测定装置判定的使用者的运动状态及生理状态中的一个或两个设定目标相位差。

7. 如权利要求 1 所述的运动引导装置,其特征在于,第一振子生成装置按照第一模型,作为第一要素的输出生成第一振子,其中,所述第一模型表示根据所述运动振子的情况输

出进行变动且反映与使用者的实际运动相关的现实的多个要素的关系的假想的多个第一要素的关系。

8. 如权利要求 7 所述的运动引导装置,其特征在於,所述运动引导装置还具有状态测定装置和第一相关调节装置,其中,所述状态测定装置测定使用者的运动状态及生理状态中的一个或两个,所述第一相关调节装置根据所述状态测定装置判定的使用者的运动状态及生理状态中的一个或两个,调节第一模型中的所述假想的多个第一要素的相关关系。

9. 如权利要求 1 所述的运动引导装置,其特征在於,第二振子生成装置按照第二模型,作为第二要素的输出生成第二振子,其中,所述第二模型表示根据所述运动振子的情况输出进行变动且反映与使用者的实际运动相关的现实的多个要素的关系的假想的多个第二要素的关系。

10. 如权利要求 9 所述的运动引导装置,其特征在於,所述运动引导装置还具有状态测定装置和第二相关调节装置,其中,所述状态测定装置测定使用者的运动状态及生理状态中的一个或两个,所述第二相关调节装置根据所述状态测定装置判定的使用者的运动状态及生理状态中的一个或两个,调节第二模型中的所述假想的多个第二要素的相关关系。

11. 如权利要求 1 所述的运动引导装置,其特征在於,固有角速度设定装置基于所述运动振子测定装置测定的运动振子和所述第一振子生成装置生成的第一振子之间的相位差、即第一相位差,在设定了由下式 (1)、

(2) 表示的假想模型中的由下式 (3) 表示的假想运动振子  $\theta_h$  和假想引导振子  $\theta_m$  两个振子的关系后,以使所述两个振子的相位差、即第二相位差接近目标相位差的方式,将所述两个振子中的一个的角速度作为新的固有角速度予以设定,

$$(d\theta_h/dt) = \omega_h + \varepsilon \cdot \sin(\theta_{ml} - \theta_{hl}) \quad \cdot \cdot (1)$$

$$(d\theta_m/dt) = \omega_m + \varepsilon \cdot \sin(\theta_{hl} - \theta_{ml}) \quad \cdot \cdot (2)$$

$$\delta\theta_2 = \arcsin[(\omega_h - \omega_m)/2\varepsilon] \quad \cdot \cdot (3)$$

在此,  $\varepsilon = (\varepsilon_L, \varepsilon_R)$  是假想模型中的假想运动振子  $\theta_h = (\theta_{hl}, \theta_{hr})$  及假想引导振子  $\theta_m = (\theta_{ml}, \theta_{mr})$  的各左右分量的相关系数,另外,  $\omega_h$  是假想运动振子  $\theta_h$  的角速度,  $\omega_m$  是假想引导振子  $\theta_m$  的角速度。

12. 如权利要求 11 所述的运动引导装置,其特征在於,所述固有角速度设定装置具有相关系数设定装置、第一角速度设定装置及第二角速度设定装置,其中,所述相关系数设定装置基于所述第一相位差,设定表示假想模型中的假想的两个振子的关系的相关系数,所述第一角速度设定装置基于所述相关系数设定装置设定的相关系数,以所述第一相位差和所述第二相位差的差成为最小的方式设定假想运动振子的角速度,所述第二角速度设定装置基于所述第一角速度设定装置设定的角速度,以所述第二相位差和所述目标相位差的差成为最小的方式,将假想引导振子的角速度作为新的固有角速度予以设定。

13. 一种控制系统,其是控制用于根据引导振子引导使用者运动的装置的系统,其特征在於,所述控制系统具有:

运动振子测定装置,其测定使用者的运动振子;

第一振子生成装置,其生成以反映在不较大地超出运动引导装置的实际运动引导节奏的范围内被任意设定的固有角速度的形式与由运动振子测定装置测定的运动振子协调的第一振子;

固有角速度设定装置,其基于由运动振子测定装置测定的运动振子和由第一振子生成装置生成的第一振子间的相位差来设定新的固有角速度;

第二振子生成装置,其生成以反映由固有角速度设定装置设定的固有角速度的节奏而振动的第二振子;和

引导振子生成装置,其生成包含第一引导振子的引导振子,其中,所述第一引导振子包含所述第二振子生成装置生成的第二振子和第一位势,所述第一位势与所述固有角速度设定装置设定的固有角速度对应,并使所述运动振子测定装置测定的与使用者的运动幅度对应的运动振子接近与使用者的目标运动幅度对应的目标值,

其中,上述的所谓振子是指一个定义为值随时间变化的电信号及在软件中值随时间变化的信号的函数。

14. 如权利要求 13 所述的控制系统,其特征在于,所述引导振子生成装置根据所述第二振子生成装置生成的第二振子、所述固有角速度设定装置设定的固有角速度以及运动振子的时间微分值,生成包含第二引导振子的引导振子,其中,所述运动振子是所述运动振子测定装置测定的对应了使用者的运动幅度的运动振子,所述第二引导振子包含抑制所述运动振子的绝对值增大的第二位势。

15. 一种控制方法,其是对用于根据引导振子引导使用者运动的装置进行控制的方法,其特征在于,包括:

测定使用者的运动振子的运动振子测定步骤;

生成以反映在不较大地超出运动引导装置的实际运动引导节奏的范围内被任意设定的固有角速度的形式与所述运动振子测定步骤测定的运动振子协调的第一振子的第一振子生成步骤;

基于所述运动振子测定步骤测定的运动振子和所述第一振子生成步骤生成的第一振子的相位差,重新设定固有角速度的固有角速度设定步骤;

生成以反映了所述固有角速度设定步骤设定的固有角速度的节奏而振动的第二振子的第二振子生成步骤;和

引导振子生成步骤,该步骤生成包含第一引导振子的引导振子,其中,所述第一引导振子包含所述第二振子生成步骤生成的第二振子和第一位势,所述第一位势与所述固有角速度设定步骤设定的固有角速度对应,并使所述运动振子测定步骤测定的与使用者的运动幅度对应的运动振子接近与使用者的目标运动幅度对应的目标值,

其中,上述的所谓振子是指一个定义为值随时间变化的电信号及在软件中值随时间变化的信号的函数。

16. 如权利要求 15 所述的控制方法,其特征在于,所述引导振子生成步骤,根据所述第二振子生成步骤生成的第二振子、所述固有角速度设定步骤设定的固有角速度以及运动振子的时间微分值,生成包含第二引导振子的引导振子,其中,所述运动振子是所述运动振子测定步骤测定的对应了使用者的运动幅度的运动振子,所述第二引导振子包含抑制所述运动振子的绝对值增大的第二位势。

## 运动引导装置及其控制系统与控制方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于引导使用者运动的装置、控制该装置的系统及控制该装置的方法。

[0002] 背景技术

[0003] 提案有一种装置,其通过对使用者的身体赋予绕腿部关节(髋关节、膝关节、踝关节)的转矩来辅助该使用者的步行运动(例如,参照日本专利文献特开 2003-135543 号公报)。另外,还提案有一种系统,变化追踪使用者的步行运动节奏,同时,以使步行辅助装置的步行辅助节奏保持自律性的方式来控制该步行辅助装置(例如,参照日本专利文献特开 2004-073649 号公报)。

[0004] 但是,即使步行辅助装置的步行辅助节奏为合适,辅助力及其作用距离出现过或不足会导致步幅和腿部关节角度过大或过小,从而也可能会使使用者感到不适和不安等。例如,当使用者希望缓慢地小步幅行走时,即使每步的时间间隔长,但步幅一旦变大也会导致使用者感到不适等。另外,当使用者希望快速地大步幅行走时,即使每步的时间间隔短,但步幅一旦变小也会导致使用者感到不适等。如此一来,一方面,引导使用者运动的节奏使其运动节奏与目标节奏一致,另一方面,用于引导使用者运动的作用力及其作用距离使使用者的运动幅度背离目标幅度,从而可能导致使用者感到不适等。

[0005] 发明内容

[0006] 因此,本发明的目的在于,提供一种引导使用者运动的装置、可控制该装置的系统以及对运动引导装置附属的计算机赋予该装置的控制功能的程序,其中该装置能以使用者的运动节奏及幅度分别与其作为目标的节奏及幅度相一致的方式引导使用者的运动。

[0007] 用于解决上述课题的本发明的运动引导装置,其是用于根据引导振子引导使用者运动的装置,其特征在于,所述运动引导装置具有:

[0008] 运动振子测定装置,其测定使用者的运动振子;

[0009] 第一振子生成装置,其生成以反映在不较大地超出运动引导装置的实际运动引导节奏的范围内被任意设定的固有角速度的形式与由运动振子测定装置测定的运动振子协调的第一振子;

[0010] 固有角速度设定装置,其基于由运动振子测定装置测定的运动振子和由第一振子生成装置生成的第一振子间的相位差来设定新的固有角速度;

[0011] 第二振子生成装置,其生成以反映由固有角速度设定装置设定的固有角速度的节奏而振动的第二振子;和

[0012] 引导振子生成装置,其生成包含第一引导振子的引导振子,其中,所述第一引导振子包含所述第二振子生成装置生成的第二振子和第一位势,所述第一位势与所述固有角速度设定装置设定的固有角速度对应,并使所述运动振子测定装置测定的与使用者的运动幅度对应的运动振子接近与使用者的目标运动幅度对应的目标值,

[0013] 其中,上述的所谓振子是指一个定义为值随时间变化的电信号及在软件中值随时间变化的信号的函数。

[0014] 利用本发明的运动引导装置,主要基于下述理由,能以使使用者的运动节奏与其作为目标的节奏相一致的方式引导使用者的运动。

[0015] 即,利用“相互牵引”的效果,“第一振子”与使用者的运动振子的节奏谐调,同时以反映固有角速度的自律性节奏振动。此处,所谓的“振动”,是一个现实的或假想的定义,是除按大致一定的周期摆动之外还包含广义的时间性变化的概念。而所谓的“振子”,是一个含有定义为值随时间变化的电信号及在软件中值随时间变化的信号的函数等的概念。但是,第一振子实现使用者的运动节奏与运动引导装置的引导节奏之间的谐调,同时从使用者的运动节奏和目标节奏相一致的观点来看,其可能与使用者的运动振子之间存在不合适的相位差。因此,在从第一振子直接生成引导振子的情况下,由该引导振子所引导的使用者的运动节奏有可能背离目标节奏。

[0016] 于是,根据使用者的运动振子和第一振子之间的相位差设定“新的固有角速度”。由此,新的固有角速度能相当于如下角速度,即从实现与运动振子所确定的使用者的运动节奏之间的对应了目标相位差的谐调、同时以使使用者的运动节奏和目标节奏相一致的方式引导使用者的运动这一观点来看为合适的振子的角速度。而其后,通过重复以反映了新的固有角速度的形式生成新的第一振子,可以实现第一振子的节奏和运动振子的节奏之间的谐调,同时能够逐渐缩小运动振子和第一振子之间的相位差对于目标相位差的偏差。由此,即使在使用者的运动节奏发生突然变化时,引导振子对于该变化的追踪性从不带给使用者不适感的观点来看也为合适,并能够使使用者的运动节奏以适度的步调逐渐与目标节奏相一致。

[0017] 接着,以反映了该新的固有角速度的形式生成“第二振子”,且生成包含第二振子的“引导振子”。由此,能使该引导振子所引导的使用者的运动节奏和引导振子的节奏谐调,同时使用者的运动节奏和目标节奏一致。通过使用者的运动节奏和引导振子的节奏之间的谐调,能以如下方式实现使用者(人)和装置(机械)之间的谐调(相互靠近),即运动引导装置的引导节奏谐调至使用者的运动节奏,且使用者的运动节奏也谐调至运动引导装置的引导节奏。

[0018] 根据本发明的运动引导装置,主要基于下述理由,能以使使用者的运动幅度与其作为目标的幅度相一致的方式引导使用者的运动。

[0019] “第一引导振子”中包含第一位势,该第一位势用于使与使用者的运动幅度对应的运动振子接近其目标值。第一位势与新的固有角速度对应,其中该新的固有角速度相当于,从实现与使用者的运动节奏之间的谐调、同时以使使用者的运动节奏和目标节奏相一致的方式引导使用者运动的观点来看为合适的振子的角速度。因此,通过生成包含第一引导振子的引导振子,可实现使用者的运动节奏和引导振子的节奏之间的谐调以及使用者的运动节奏和目标节奏之间的一致,且,能以与使用者的运动幅度对应的运动振子的值接近目标值的方式、即以使用者的运动幅度接近目标幅度的方式引导使用者的运动。

[0020] 如上所述,根据本发明的运动引导装置,能够以使使用者的运动节奏及幅度分别和其作为目标的节奏及幅度相一致的方式引导使用者的运动。

[0021] 另外,使用者的运动可包括步行、跑动、与产品制造相随的手工操作等各种运动。例如,在引导与汽车等产品的制造相关的手工操作时,使用者通过跟随引导振子,能够以作为目标的动作节奏及动作大小(或力的大小程度)进行操作。当目标运动节奏及幅度是基

于熟练操作者等的手工操作来设定的情况下,能使该使用者真实感受到熟练操作者的微妙的手动和力的大小程度等,使其早日掌握该技术。

[0022] 另外,本发明的运动引导装置,其特征在于,引导振子生成装置根据第二振子生成装置生成的第二振子、固有角速度设定装置设定的固有角速度以及运动振子的时间微分值,生成包含第二引导振子的引导振子,其中,运动振子是运动振子测定装置测定的对应了使用者的运动幅度的运动振子,第二引导振子包含抑制该运动振子的绝对值增大的第二位势。

[0023] 根据本发明的运动引导装置,在“第二引导振子”中,包含有用于抑制与使用者的运动幅度对应的运动振子的绝对值增大的第二位势。第二位势与新的固有角速度对应,其中该新的固有角速度相当于,从实现与使用者的运动节奏之间的谐调、同时以使使用者的运动节奏和目标节奏相一致的方式引导使用者运动的观点来看为合适的振子的角速度。因此,通过生成包含有第二引导振子的引导振子,不但能够实现使用者的运动节奏和引导振子的节奏之间的谐调以及使用者的运动节奏和目标节奏之间的一致,而且能根据与使用者的运动幅度对应的运动振子的时间微分值来抑制该运动振子的绝对值增大,同时以使用者的运动幅度接近目标幅度的方式引导使用者的运动。

[0024] 此外,本发明的运动引导装置,其特征在于,引导振子生成装置生成包含第一系数、偏差的函数和所述第二振子的积的第一引导振子,其中,所述第一系数作为由固有角速度设定装置设定的固有角速度的函数与所述第一位势对应,所述偏差的函数是与使用者的运动幅度对应的运动振子的值和目标值之间的偏差的函数。

[0025] 根据本发明的运动引导装置,第一引导振子表现为,以与第一位势对应的第一系数为弹性系数(弹簧系数),且作为使与使用者的运动幅度对应的运动振子的值恢复到目标值的假想的弹簧等弹性要素所产生的弹力。由此,能够以从肌肉的收缩状态向伸展状态转换时的弹力等反映了使用者身体部位的弹性要素的节奏及幅度引导使用者的运动。

[0026] 另外,引导振子生成装置,其特征在于,引导振子生成装置生成包含第二系数、时间微分值的函数和所述第二振子的积的第二引导振子,其中,所述第二系数作为由固有角速度设定装置设定的固有角速度的函数与所述第二位势对应,所述时间微分值的函数是与使用者的运动幅度对应的运动振子的时间微分值的函数。

[0027] 根据本发明的运动引导装置,第二引导振子表现为,以与第二位势对应的第二系数为递减系数(阻尼系数),且作为根据与使用者的运动幅度对应的运动振子的时间微分值来抑制该运动振子的绝对值增大的假想的阻尼器等的衰减要素所产生的衰减力。由此,能够以从肌肉的伸展状态向弯曲状态转换时的粘性力等反映了使用者身体部位的衰减要素的节奏及幅度引导使用者的运动。

[0028] 此外,本发明的运动引导装置,其特征在于,其进一步具有状态测定装置和目标运动设定装置,其中,该状态测定装置测定使用者的运动状态及生理状态中的一个或两个,该目标运动设定装置为,根据状态测定装置判定的使用者的运动状态及生理状态中的一个或两个,设定使用者的目标运动节奏及目标幅度中的一个或两个。

[0029] 根据本发明的运动引导装置,能以如下节奏及幅度引导使用者的运动,即从使用者的运动节奏与目标节奏相一致的观点来看为合适的节奏及幅度,其中该目标节奏为,与该使用者的“运动状态”及“生理状态”中的一个或两个对应。另外,能以如下节奏及幅

度引导使用者的运动,即从使使用者的运动幅度与目标幅度相一致的观点来看为合适的节奏及幅度,其中该目标幅度为,与该使用者的“运动状态”及“生理状态”中的一个或两个对应。另外,对于使用者的运动状态,在使用者步行的情况下,包括在大致平坦的平地上步行的状态、沿台阶或斜坡往上步行的状态、沿台阶或斜坡往下步行的状态、缓慢步行的状态以及急速步行的状态等。对于使用者的生理状态,其包括高度疲劳的状态、轻度疲劳的状态、心搏数及出汗量大的状态和心搏数小的状态等。

[0030] 另外,本发明的运动引导装置,其特征在于,其进一步具有状态测定装置和目标相位差设定装置,其中,该状态测定装置测定使用者的运动状态及生理状态中的一个或两个,该目标相位差设定装置为,根据状态测定装置判定的使用者的运动状态及生理状态中的一个或两个设定目标相位差。

[0031] 根据本发明的运动引导装置,能以使用者的运动振子和运动引导装置的引导振子之间的相位差接近目标相位差的方式引导该使用者的运动,其中该目标相位差为,与使用者的“运动状态”及“生理状态”中的一个或两个对应。由此,能根据使用者的运动状态和生理状态的变动,以从使使用者的运动节奏接近目标节奏的观点来看为合适的节奏引导使用者的运动。

[0032] 此外,本发明的运动引导装置,其特征在于,第一振子生成装置按照第一模型,作为第一要素的输出生成第一振子,其中,该第一模型表示根据运动振子的情况输出进行变动且反应与使用者的实际运动相关的现实的多个要素的关系的假想的多个第一要素的关系。

[0033] 根据本发明的运动引导装置,能通过将与使用者的实际运动相关的现实的多个要素的关系反映成第一模型中的假想的多个第一要素间的关系,来生成鉴于该现实的多个要素间的关系为合适的第一振子。例如,设想左 右腿部及同一腿部的多个关节为现实的多个要素的情况下,通过反映了左右腿部的定性关系以及同一腿部关节间的定性关系等的形式生成第一振子,其中,该左右腿部的定性关系为前后交替地运动等,该同一腿部关节间的定性关系为,绕髋关节的腿部运动和绕膝关节的腿部运动之间的周期及相位差等。因此,能将引导使用者运动的引导振子的节奏及幅度作为鉴于该关系为合适的节奏及幅度。

[0034] 另外,本发明的运动引导装置,其特征在于,其进一步具有状态测定装置和第一相关调节装置,其中,该状态测定装置测定使用者的运动状态及生理状态中的一个或两个,该第一相关调节装置为,根据状态测定装置判定的使用者的运动状态及生理状态中的一个或两个,调节第一模型中的假想的多个第一要素间的相关关系。

[0035] 根据本发明的运动引导装置,能通过反映了左右腿部等现实的多个要素的关系根据使用者的“运动状态”及“生理状态”变动的情况的形式,并根据使用者的状态以合适的节奏及幅度实时引导使用者的运动。

[0036] 此外,本发明的运动引导装置,其特征在于,第二振子生成装置按照第二模型,作为第二要素的输出生成第二振子,其中,该第二模型表示根据运动振子的情况输出进行变动且反应与使用者的实际运动相关的现实的多个要素的关系的假想的多个第二要素的关系。

[0037] 根据本发明的运动引导装置,能通过将使用者的实际运动相关的现实的多个要素的关系反映成第二模型中的假想的多个第二要素之间的关系,来生成鉴于该现实的多个要

素间的关系为合适的第二振子。例如,设想使用者的多个神经(神经元)为现实的多个要素时,通过反映了支配左右腿部步行的神经元间的定性关系等的形式生成第二振子。因此,能将引导使用者运动的引导振子的节奏及幅度作为鉴于该关系为合适的节奏及幅度。

[0038] 另外,本发明的运动引导装置,其特征在于,其进一步具有状态测定装置和第二相关调节装置,其中,该状态测定装置测定使用者的运动状态及生理状态中的一个或两个,该第二相关调节装置为,根据状态测定装置判定的使用者的运动状态及生理状态中的一个或两个,调节第二模型中的假想的多个第二要素间的相关关系。

[0039] 根据本发明的运动引导装置,能通过反映了多个神经要素(神经元)等现实的多个要素的关系随使用者的“运动状态”及“生理状态”变动的情况的形式,并根据使用者的状态以合适的节奏及幅度实时引导使用者的运动。

[0040] 此外,本发明的运动引导装置,其特征在于,固有角速度设定装置基于运动振子测定装置测定的运动振子和第一振子生成装置生成的第一振子之间的相位差、即第一相位差,在设定了由下式(1)、(2)表示的假想模型中的由下式(3)表示的假想运动振子 $\theta_h$ 和假想引导振子 $\theta_m$ 两个振子的关系后,以使该两个振子的相位差、即第二相位差接近目标相位差的方式,将该两个振子中的一个的角速度作为新的固有角速度予以设定,

$$[0041] \quad (d\theta_h/dt) = \omega_h + \varepsilon \cdot \sin(\theta_{ml} - \theta_{hl}) \cdot \cdot (1)$$

$$[0042] \quad (d\theta_m/dt) = \omega_m + \varepsilon \cdot \sin(\theta_{hl} - \theta_{ml}) \cdot \cdot (2)$$

$$[0043] \quad \delta\theta_2 = \arcsin[(\omega_h - \omega_m)/2\varepsilon] \cdot \cdot (3)$$

[0044] 在此, $\varepsilon = (\varepsilon_L, \varepsilon_R)$ 是假想模型中的假想运动振子 $\theta_h = (\theta_{hl}, \theta_{hr})$ 及假想引导振子 $\theta_m = (\theta_{ml}, \theta_{mr})$ 的各左右分量的相关系数。另外, $\omega_h$ 是假想运动振子 $\theta_h$ 的角速度, $\omega_m$ 是假想引导振子 $\theta_m$ 的角速度。

[0045] 根据本发明的运动引导装置,假想模型中的假想的两个振子的关系设定为,与使用者的运动振子及第一振子之间的相位差(第一相位差)对应。另外,以使该两个振子的相位差(第二相位差)接近目标相位差的方式,将两个振子的角速度中的一个作为新的固有角速度予以设定。由此,新的固有角速度相当于如下角速度,即从实现与运动振子所确定的使用者的运动节奏之间的对应了目标相位差的谐调、同时以使使用者的运动节奏与目标节奏相一致的方式引导使用者运动的观点来看为合适的振子的角速度。

[0046] 另外,本发明的运动引导振子,其特征在于,固有角速度设定装置具有相关系数设定装置、第一角速度设定装置及第二角速度设定装置,其中,该相关系数设定装置为,基于第一相位差,设定表示假想模型中的假想的两个振子的关系的相关系数,第一角速度设定装置为,基于相关系数设定装置设定的相关系数,以第一相位差和第二相位差之间的差成为最小的方式设定假想运动振子的角速度,第二角速度设定装置为,基于第一角速度设定装置设定的角速度,以第二相位差与目标相位差之间的差成为最小的方式,将假想引导振子的角速度作为新的固有角速度予以设定。

[0047] 根据本发明的运动引导装置,经设定假想模型中的假想的两个振子的相关系数等,如上所述,能将如下角速度作为新的固有角速度予以设定,即从实现与运动振子所确定的使用者的运动节奏之间的谐调、同时以使使用者的运动节奏与对应了目标相位差的目标节奏相一致的方式引导使用者运动的观点来看为合适的振子的角速度。由此,能设定具有如下节奏及幅度的引导振子,即从实现与运动振子所确定的使用者的运动节奏之间的谐

调、同时使使用者的运动节奏与对应了目标相位差的目标节奏相一致的观点来看为合适的节奏及幅度。

[0048] 用于解决上述课题的本发明的控制系统,是控制用于根据引导振子引导使用者运动的装置的系统,其特征在于,所述控制系统具有:

[0049] 运动振子测定装置,其测定使用者的运动振子;

[0050] 第一振子生成装置,其生成以反映在不较大地超出运动引导装置的实际运动引导节奏的范围内被任意设定的固有角速度的形式与由运动振子测定装置测定的运动振子协调的第一振子;

[0051] 固有角速度设定装置,其基于由运动振子测定装置测定的运动振子和由第一振子生成装置生成的第一振子间的相位差来设定新的固有角速度;

[0052] 第二振子生成装置,其生成以反映由固有角速度设定装置设定的固有角速度的节奏而振动的第二振子;和

[0053] 引导振子生成装置,其生成包含第一引导振子的引导振子,其中,所述第一引导振子包含所述第二振子生成装置生成的第二振子和第一位势,所述第一位势与所述固有角速度设定装置设定的固有角速度对应,并使所述运动振子测定装置测定的与使用者的运动幅度对应的运动振子接近与使用者的目标运动幅度对应的目标值,

[0054] 其中,上述的所谓振子是指一个定义为值随时间变化的电信号及在软件中值随时间变化的信号的函数。

[0055] 根据本发明的控制系统,通过能以使用者的运动节奏及幅度分别与其目标节奏及幅度相一致的方式引导使用者的运动,从而能控制运动引导装置。

[0056] 另外,本发明的控制系统,其特征在于,引导振子生成装置根据第二振子生成装置生成的第二振子、固有角速度设定装置设定的固有角速度以及运动振子的时间微分值,生成包含第二引导振子的引导振子,其中,所述运动振子是运动振子测定装置测定的对应了使用者的运动幅度的运动振子,该第二引导振子包含抑制该运动振子的绝对值增大的第二位势。

[0057] 用于解决上述课题的本发明的控制方法,是对用于根据引导振子引导使用者运动的装置进行控制的方法,其特征在于,包括:

[0058] 测定使用者的运动振子的运动振子测定步骤;

[0059] 附图说明

[0060] 生成以反映在不较大地超出运动引导装置的实际运动引导节奏的范围内被任意设定的固有角速度的形式与所述运动振子测定步骤测定的运动振子协调的第一振子的第一振子生成步骤;

[0061] 基于所述运动振子测定步骤测定的运动振子和所述第一振子生成步骤生成的第一振子的相位差,重新设定固有角速度的固有角速度设定步骤;

[0062] 生成以反映了所述固有角速度设定步骤设定的固有角速度的节奏而振动的第二振子的第二振子生成步骤;和

[0063] 引导振子生成步骤,该步骤生成包含第一引导振子的引导振子,其中,所述第一引导振子包含所述第二振子生成步骤生成的第二振子和第一位势,所述第一位势与所述固有角速度设定步骤设定的固有角速度对应,并使所述运动振子测定步骤测定的与使用者的运

动幅度对应的运动振子接近与使用者的目标运动幅度对应的目标值，

[0064] 其中，上述的所谓振子是指一个定义为值随时间变化的电信号及在软件中值随时间变化的信号的函数。

[0065] 根据本发明的控制方法，通过能以使使用者的运动节奏及幅度分别与目标节奏及幅度相一致的方式引导使用者的运动，从而将控制运动引导装置的步骤赋予该运动引导装置。

[0066] 另外，本发明的控制方法，其特征在于，作为引导振子生成步骤，根据第二振子生成步骤生成的第二振子、固有角速度设定步骤设定的固有角速度以及运动振子的时间微分值，生成包含第二引导振子的引导振子，其中，运动振子是运动振子测定步骤测定的对应了使用者的运动幅度的运动振子，第二引导振子包含抑制该运动振子的绝对值增大的第二位势。

[0067] 图 1 是本发明的运动引导装置及其控制系统的构成示例图；

[0068] 图 2 是本发明的运动引导装置及其控制系统的功能示例图；

[0069] 图 3 是运动振子与第一振子之间的关系示例图；

[0070] 图 4 是关于引导振子生成的假想的弹簧及阻尼器的说明图；

[0071] 图 5 是关于本发明的运动引导装置的作用效果的概念说明图；

[0072] 图 6 是关于本发明的运动引导装置的作用效果的概念说明图；

[0073] 图 7 是关于本发明的运动引导装置的作用效果的实验结果说明图；

[0074] 图 8 是关于本发明的运动引导装置的作用效果的实验结果说明图；

[0075] 图 9 是关于本发明的运动引导装置的作用效果的实验结果说明图。

[0076] 具体实施方式

[0077] 下面，结合附图说明本发明的运动引导装置及其控制系统和控制程序的实施方式。

[0078] 以下，为了对步行者的腿部等进行左右区分，基本上在参数上附加标注 L、R，但是为了标注的简洁，有时也省略标注 L、R。

[0079] 图 1 所示的步行辅助装置（运动引导装置）200，其具有腰部装备 202、大腿部装备 204、作用力传输部件 206、蓄电池 208、驱动器（电动机）210 及髋关节角度传感器 212。

[0080] 腰部装备 202 由具有刚性的材料和具有柔韧性的材料组合制作而成，佩带于使用者的腰部。大腿部装备 204 也由具有刚性的材料和具有柔韧性的材料组合制作而成，分别佩带于使用者大腿部的前后。作用力传输部件 206 由轻质的硬质塑料等定形性材料构成，其沿使用者的大腿部形成自使用者的腰部的横向下方延伸后朝大腿部的前后分成两股的形状，并分别与驱动器 210 及前后的大腿部装备 204 连接。蓄电池 208 收纳于腰部装备 202（例如，固定于构成腰部装备 202 的多个材料之间），向驱动器 210 等提供电力。驱动器 210 收纳于腰部装备 202，经由作用力传输部件 206 及大腿部装备 204 将作用力作用于使用者的大腿部。髋关节角度传感器 212 由设置于使用者的腰部横向的回转式编码器等构成，输出与髋关节角度对应的信号。

[0081] 图 1 所示的控制系统 100，由作为硬件的计算机 100 和作为软件的本发明的“控制程序”构成，其中，该计算机收纳于腰部装备 202，本发明的“控制程序”对该计算机赋予步行辅助装置 200 的控制功能。

[0082] 控制系统 100 具有运动振子测定部 102、状态测定部 110、目标运动设定部 111、目标相位差设定部 112、第一振子生成部 120、固有角速度设定部 130、第二振子生成部 140 以及引导振子生成部 150。各部由作为硬件的 CPU、ROM、RAM、I/O 等和作为软件的、对 CPU 等赋予各功能的本发明的“控制程序”构成（下文同）。另外，各部可以由分别独立的 CPU 等构成，也可以由公共的 CPU 等构成。

[0083] 运动振子测定部 102 基于髌关节角度传感器 212 的输出，作为与使用者的运动幅度对应的运动振子测定髌关节角度  $\phi_H$ 。另外，运动振子测定部 102 基于髌关节角度传感器 212 的输出，作为与使用者的运动幅度对应的运动振子的时间微分值测定髌关节角速度  $d\phi_H/dt$ 。

[0084] 状态测定部 110 自存储器读取使用者的步行状态和由  $n$  个运动振子在  $n$  维空间绘制的轨迹图形之间的对应关系。之后，状态测定部 110 根据该对应关系和运动振子测定部 102 测定的含有髌关节角速度  $d\phi_H/dt$  的  $n$  个运动振子在  $n$  维空间绘制的轨迹图形，判定使用者的“步行状态”。

[0085] 目标运动设定部 111，根据状态测定部 110 判定的“步行状态”，设定使用者的作为目标运动的节奏及幅度，具体来说，即设定与该目标节奏及幅度相关的系数等。

[0086] 目标相位差设定部 112，根据状态测定部 110 判定的“步行状态”，设定使用者的运动振子和步行辅助装置 200 的引导振子（转矩） $T$  之间的目标相位差  $\delta\theta_0$ 。

[0087] 第一振子生成部 120，基于运动振子测定部 102 测定的髌关节角速度  $d\phi_H/dt$  和固有角速度  $\omega_M$ ，按照“第一模型”生成第一振子  $x$ 。

[0088] 固有角速度设定部 130 具有第一相位差设定部 131、第二相位差设定部 132、相关系数设定部 133、第一角速度设定部 134 以及第二角速度设定部 135。

[0089] 第一相位差设定部 131 将髌关节角速度  $d\phi_H/dt$  的角速度  $\omega_H$  和振子  $x$  之间的相位差作为第一相位差  $\delta\theta_1$  予以设定，其中该振子  $x$  反映了范德波尔方程式中含有的固有角速度  $\omega_M$ 。

[0090] 第二相位差设定部 132 根据表示假想运动振子  $\theta_h$  和假想引导振子（假想引导振子） $\theta_m$  之间的关系的“假想模型”，将假想运动振子  $\theta_h$  和假想引导振子  $\theta_m$  之间的相位差作为第二相位差  $\delta\theta_2 (= \theta_h - \theta_m)$  予以设定。

[0091] 相关系数设定部 133，以第二相位差设定部 132 设定的第二相位差  $\delta\theta_2$  接近第一相位差设定部 131 设定的第一相位差  $\delta\theta_1$  的方式，设定假想运动振子  $\theta_h$  和假想引导振子  $\theta_m$  之间的相关系数  $\varepsilon$ 。

[0092] 第一角速度设定部 134，基于相关系数设定部 133 设定的相关系数  $\varepsilon$ ，设定假想运动振子  $\theta_h$  的角速度  $\omega_h$ 。

[0093] 第二角速度设定部 135，基于第一角速度设定部 134 设定的假想运动振子  $\theta_h$  的角速度  $\omega_h$ ，以第二相位差设定部 132 设定的第二相位差  $\delta\theta_2$  接近目标相位差设定部 112 设定的目标相位差  $\delta\theta_0$  的方式，将假想引导振子  $\theta_m$  的角速度  $\omega_m$  作为新的固有角速度  $\omega_M$  予以设定。

[0094] 第二振子生成部 140，基于运动振子测定部 102 测定的髌关节角度  $\phi_H$  和固有角速度设定部 130 设定的新的固有角速度  $\omega_M$ ，按照“第二模型”生成第二振子  $y$ 。

[0095] 引导振子生成部 150，基于固有角速度设定部 130 设定的固有角速度  $\omega_M$  和第二振

子生成部 140 生成的第二振子  $y$ , 生成步行辅助装置 200 的引导振子  $z$ 。

[0096] 下面结合图 2 ~ 图 4 说明上述构成的步行辅助装置及其控制系统 100 的作用。

[0097] 运动振子测定部 102 基于髋关节角度传感器 212 的输出, 测定使用者的左右髋关节角度 (与使用者的运动幅度对应的运动振子)  $\phi_H = (\phi_{HL}, \phi_{HR})$  (图 2/s101)。另外, 运动振子测定部 102 基于髋关节角度传感器 212 的输出, 测定使用者的左右髋关节角速度 (与使用者的运动幅度对应的运动振子的时间微分值)  $d\phi_H/dt = (d\phi_{HL}/dt, d\phi_{HR}/dt)$  (图 2/s102)。

[0098] 此外, 状态测定部 110, 根据运动振子测定部 102 测定的、含有髋关节角速度 ( $d\phi_H/dt$ ) 的  $n$  ( $n = 1, 2, \dots$ ) 个运动振子, 判定使用者的步行状态 (图 2/s110)。具体来说, 即状态测定部 110 自存储器 (图示省略) 读取步行状态和由  $n$  个运动振子在  $n$  维空间绘制的轨迹图形之间的对应关系。然后, 状态测定部 110 基于该对应关系和由  $n$  个运动振子在  $n$  维空间绘制的图形, 判定“步行状态”。使用者的步行状态可包括: 使用者在大致平坦的地面步行的“平地步行状态”、使用者沿斜坡或台阶上升的“上升步行状态”、使用者沿斜坡或台阶下降的“下降步行状态”、使用者缓慢步行的“慢速步行状态”以及使用者快速步行的“快速步行状态”等。

[0099] 另外, 作为用于测定步行状态的运动振子, 也可以测定下述各项: 使用者的髋关节角度  $\phi_H$ ; 膝关节、踝关节、肩关节及肘关节的角度、角速度和角加速度; 以腿部的部分位置甚至于步行者的落地声、呼吸声及有意识的发声等与步行运动节奏相关联的节奏而变动的各种参数。

[0100] 另外, 目标运动设定部 111, 根据状态设定部 110 判定的“步行状态”, 设定使用者的作为目标运动的节奏及幅度, 具体地说, 即设定与该目标节奏及幅度相关的后述的系数等 (图 2/s111)。

[0101] 此外, 目标相位差设定部 112 基于状态设定部 110 判定的“步行状态”, 设定目标相位差  $\delta\theta_0 = (\delta\theta_{0L}, \delta\theta_{0R})$  (图 2/s112)。例如, 根据使用者处于“平地步行状态”的判定结果, 将目标相位差  $\delta\theta_0$  设为“0”。另外, 根据使用者处于“上升步行状态”的判定结果, 将目标相位差  $\delta\theta_0$  设为负值 (例如 0.5(rad) 以下)。且, 根据使用者处于“下降步行状态”的判定结果, 将目标相位差  $\delta\theta_0$  设定为正值 (例如, +0.3(rad) 以上)。另外, 根据使用者处于“快速步行状态”的判定结果, 将目标相位差  $\delta\theta_0$  设定为负值 (例如 0.2(rad) 以下)。且, 根据使用者处于“慢速步行状态”的判定结果, 将目标相位差  $\delta\theta_0$  设定为正值 (例如, +0.5(rad) 以上)。另外, 目标相位差  $\delta\theta_0$  的左右各分量  $\delta\theta_{0L}$  及  $\delta\theta_{0R}$  既可以相同也可以不同。

[0102] 而且, 第一振子生成部 120, 基于运动振子测定部 102 测定的髋关节角速度  $d\phi_H/dt$  和固有角速度  $\omega_M = (\omega_{ML}, \omega_{MR})$ , 并按照“第一模型”设定第一振子  $x = (x_L, x_R)$  (图 2/s120)。第一模型为, 将根据髋关节角速度  $d\phi_H/dt$  等的运动振子的情况输出进行变动的假想的左右腿部等假想的多个第一要素的关系, 通过下式 (1) 表示的范德波尔方程式 (van der Pol) 来表示。

$$[0103] \quad (d^2x_L/dt^2)$$

$$[0104] \quad = \xi (1-x_L^2) (dx_L/dt) - \omega_{ML}^2 x_L$$

$$[0105] \quad +g(x_L-x_R) +K(d\phi_{HL}/dt),$$

$$[0106] \quad (d^2x_R/dt^2)$$

$$[0107] \quad = \xi (1-x_R^2) (dx_R/dt) - \omega_{MR}^2 x_R$$

$$[0108] \quad +g(x_R-x_L) + K(d\phi_{HR}/dt) \quad \dots (1)$$

[0109] 此处的“ $\xi$ ”，是以第一振子  $x$  及其一次时间微分  $(dx/dt)$  在  $x-(dx/dt)$  平面上绘制稳定的极限循环的方式而设定的系数 ( $> 0$ )。 $g$  是表示第一模型中的假想的左右腿部 (第一要素) 的相关关系的第一相关系数。 $K$  是反馈系数。另外,固有角速度  $\omega_M$  可以在不较大地超出步行辅助装置 200 的实际步行辅助节奏 (步行引导节奏) 的范围内被任意设定。

[0110] 第一振子  $x = (x_L, x_R)$  根据龙格—库塔法来设定。第一振子  $x$  的分量  $x_L$  及  $x_R$  分别表示与左右腿部相关的假想的步行辅助节奏。另外,利用范德波尔方程式的性质之一“相互牵引”,第一振子  $x$  具有如下性质,即与髋关节角速度 (运动振子)  $d\phi_H/dt$  的节奏之间进行谐调,同时以反映了“固有角速度”  $\omega_M$  的自律性节奏并按照时间性变化进行振动,其中该髋关节角速度 (运动振子)  $d\phi_H/dt$  的节奏为,以与实际的步行运动节奏大致相同的节奏 (角速度) 进行时间性变化。

[0111] 另外,代替髋关节角速度  $d\phi_H/dt$  或在髋关节角速度  $d\phi_H/dt$  之外,也可以基于髋关节角度  $\phi_H$ 、膝关节、踝关节、肩关节及肘关节的角度或角速度、甚至于以使用者的落地声、呼吸声、断续的发声等反映了使用者步行运动节奏 (运动节奏) 的节奏而变动的各种振子,来生成第一振子  $x$ 。

[0112] 另外,第一模型也可以用与式 (1) 所表示的范德波尔方程式不同的范德波尔方程式来表示,并也可以用如下一切方程式来表示,即能利用与髋关节角速度  $d\phi_H/dt$  等的运动振子相互牵引的效果来生成振子的方程式。

[0113] 接着,固有角速度设定部 130,基于目标相位差设定部 112 设定的目标相位差  $\delta\theta_0$  和第一振子生成部 120 生成的第一振子  $x$ ,根据包含假想的两个振子的假想模型重新设定固有角速度  $\omega_M$  (图 2/s130)。

[0114] 具体而言,首先,第一相位差设定部 131 对于左右各分量,将运动振子测定部 102 测定的髋关节角速度  $d\phi_H/dt$  的相位  $\theta_H$  和第一振子生成部 120 生成的第一振子  $x$  的相位  $\theta_M$  之间的相位差  $\theta_H - \theta_M$  作为第一相位差  $\delta\theta_1$  予以设定 (图 2/s131)。例如,如图 3 所示,根据  $(d\phi_H/dt) = 0$  且  $(d^2\phi_H/dt^2) > 0$  时的时间点 ( $\dots, t_{id}, t_{id+1}, \dots$ ) 和  $x = 0$  且  $(dx/dt) > 0$  时的时间点之间的时间差,设定髋关节角速度  $(d\phi_H/dt)$  的相位  $\theta_H$  和第一振子  $x$  的相位  $\theta_M$  之间的相位差 (第一相位差)  $\delta\theta_1 (= \theta_H - \theta_M)$ 。

[0115] 其次,第二相位差设定部 132,将第一相位差设定部 131 设定的第一相位差  $\delta\theta_1$  在过去 3 个步行周期中为一定的情况作为必要条件,对于左右各分量,根据下式 (2.1) 及 (2.2) 表示的“假想模型”,将下式 (2.3) 所示的假想运动振子  $\theta_h$  和假想引导振子  $\theta_m$  之间的相位差  $\theta_h - \theta_m$  作为第二相位差  $\delta\theta_2$  予以设定 (图 2/s132)。

$$[0116] \quad (d\theta_h/dt) = \omega_h + \varepsilon \cdot \sin(\theta_{mL} - \theta_{hL}) \dots (2.1)$$

$$[0117] \quad (d\theta_m/dt) = \omega_m + \varepsilon \cdot \sin(\theta_{hL} - \theta_{mL}) \dots (2.2)$$

$$[0118] \quad \delta\theta_2 = \arcsin[(\omega_h - \omega_m)/2\varepsilon] \dots (2.3)$$

[0119] 在此,  $\varepsilon = (\varepsilon_L, \varepsilon_R)$  是假想模型中的假想运动振子  $\theta_h = (\theta_{hL}, \theta_{hR})$  及假想引导振子  $\theta_m = (\theta_{mL}, \theta_{mR})$  的各左右分量的相关系数。另外,  $\omega_h$  是假想运动振子  $\theta_h$  的角速

度,  $\omega_m$  是假想引导振子  $\theta_m$  的角速度。

[0120] 接着, 相关系数设定部 133, 以第一相位差设定部 131 设定的第一相位差  $\delta\theta_1$  和第二相位差设定部 132 设定的第二相位差  $\delta\theta_2$  之间的差  $\delta\theta_1 - \delta\theta_2$  成为最小的方式, 设定相关系数  $\varepsilon$  (图 2/s133)。

[0121] 具体而言, 根据下式 (2.4), 对于左右各分量, 依次设定髋关节角速度 (运动振子)  $d\phi_H/dt$  为 0 时的不连续时刻 ( $\dots, t_{id-1}, t_{id}, t_{id+1}, \dots$ ) (参照图 3) 的相关系数  $\varepsilon$ 。

$$[0122] \quad \varepsilon(t_{id+1}) = \varepsilon(t_{id}) - \eta \{V_1(t_{id+1}) - V_1(t_{id})\}$$

$$[0123] \quad / \{ \varepsilon(t_{id}) - \varepsilon(t_{id-1}) \},$$

$$[0124] \quad V(t_{id+1}) \equiv (1/2) \{ \delta\theta_1(t_{id+1}) - \delta\theta_2(t_{id}) \}^2 \dots (2.4)$$

[0125] 此处,  $\eta = (\eta_L, \eta_R)$  的各分量是表示使第一相位差  $\delta\theta_1$  的左右各分量接近第二相位差  $\delta\theta_2$  的左右各分量的位势  $V = (V_L, V_R)$  的稳定性的系数。

[0126] 然后, 第一角速度设定部 134, 基于相关系数设定部 133 设定的相关系数  $\varepsilon$ , 在假想引导振子  $\theta_m$  的固有角速度  $\omega_m$  为一定的条件下, 对于左右各分量, 以第一相位差及第二相位差的差  $\delta\theta_1 - \delta\theta_2$  的各分量成为最小的方式, 根据下式 (2.5) 设定假想运动振子  $\theta_h$  的角速度  $\omega_h$  (图 2/s134)。

$$[0127] \quad \omega_h(t_{id})$$

$$[0128] \quad = -\alpha \int dt \cdot ([4\varepsilon(t_{id})^2 - \{\omega_h(t) - \omega_m(t_{id})\}^2]^{1/2}$$

$$[0129] \quad \times \sin[\arcsin\{(\omega_h(t) - \omega_m(t_{id-1}))/2\varepsilon(t_{id})\}$$

$$[0130] \quad - \delta\theta_1(t_{id})]) \dots (2.5)$$

[0131] 此处,  $\alpha = (\alpha_L, \alpha_R)$  的各分量为表示系统稳定性的系数。

[0132] 然后, 第二角速度设定部 135, 对于左右各分量, 基于第一角速度设定部 134 设定的假想运动振子  $\theta_h$  的角速度  $\omega_h$ , 将假想引导振子  $\theta_m$  的角速度  $\omega_m$  作为新的固有角速度  $\omega_M$  予以设定 (图 2/s135)。具体而言, 第二角速度设定部 135 对于左右各分量, 以第二相位差  $\delta\theta_2$  接近目标相位差  $\delta\theta_0$  的方式, 根据下式 (2.6) 设定假想引导振子  $\theta_m$  的角速度  $\omega_m = (\omega_{mL}, \omega_{mR})$ 。

$$[0133] \quad \omega_m(t_{id})$$

$$[0134] \quad = \beta \int dt \cdot ([4\varepsilon(t_{id})^2 - \{\omega_h(t_{id}) - \omega_m(t)\}^2]$$

$$[0135] \quad \times \sin[\arcsin\{(\omega_h(t_{id}) - \omega_m(t))/2\varepsilon(t_{id})\}$$

$$[0136] \quad - \delta\theta_0]) \dots (2.6)$$

[0137] 此处,  $\beta = (\beta_L, \beta_R)$  的各分量为表示系统稳定性的系数。

[0138] 接着, 第二振子生成部 140, 基于运动振子测定部 102 测定的髋关节角度  $\phi_H$  和固有角速度设定部 130 设定的新的固有角速度  $\omega_M\phi_H$ , 按照“第二模型”生成第二振子  $y = (y_{L+}, y_{L-}, y_{R+}, y_{R-})$  (图 2/s140)。第二模型为, 表示根据髋关节角度  $\phi_H$  等的运动振子的情况输出进行变动的假想的多个神经要素等假想的多个第二要素的关系。更具体地说, 就是第二模型包含状态变量  $u_i$  ( $i = L+, L-, R+, R-$ ) 和反映神经要素  $i$  的适应效果的自抑制因子  $v_i$ , 其中, 状态变量  $u_i$  与支配左大腿部分别向弯曲方向 (前方) 及伸展方向 (后方) 的运动的神经要素  $L+$  及  $L-$  以及支配右大腿部分别向弯曲方向及伸展方向运动的神经要素  $R+$  及  $R-$  的膜电位的变动相对应。第二模型用下述的联立微分方程式 (3) 表示。

$$[0139] \quad \tau_{iL+} \cdot du_{L+}/dt$$

$$[0140] \quad = -u_{L+} + w_{L+/L-} y_{L-} + w_{L+/R+} y_{R+}$$

$$[0141] \quad - \lambda_L v_{L+} + f_1(\omega_{ML}) + f_2(\omega_{ML}) K(\phi_L),$$

$$[0142] \quad \tau_{1L-} \cdot du_{L-}/dt$$

$$[0143] \quad = -u_{L-} + w_{L-/L+} y_{L+} + w_{L-/R-} y_{R-}$$

$$[0144] \quad - \lambda_L v_{L-} + f_1(\omega_{ML}) + f_2(\omega_{ML}) K(\phi_L),$$

$$[0145] \quad \tau_{1R+} \cdot du_{R+}/dt$$

$$[0146] \quad = -u_{R+} + w_{R+/L+} y_{L+} + w_{R+/R-} y_{R-}$$

$$[0147] \quad - \lambda_R v_{R+} + f_1(\omega_{MR}) + f_2(\omega_{MR}) K(\phi_R),$$

$$[0148] \quad \tau_{1R-} \cdot du_{R-}/dt$$

$$[0149] \quad = -u_{R-} + w_{R-/L-} y_{L-} + w_{R-/R+} y_{R+}$$

$$[0150] \quad - \lambda_R v_{R-} + f_1(\omega_{MR}) + f_2(\omega_{MR}) K(\phi_R),$$

$$[0151] \quad \tau_{2i} \cdot dv_i/dt = -v_i + y_i,$$

$$[0152] \quad y_i = H(u_i - u_{th}), H \equiv 0(u_i < u_{th}), 1(u_i \geq u_{th}) \text{ 或者}$$

$$[0153] \quad = fs(u_i) \equiv 1/\{1 + \exp(-u_i/\xi)\} \cdot \cdot (3)$$

[0154] 此处,  $\tau_{1i}$  是规定状态变量  $u_i$  的变化特性的时间常数, 对于左右各分量, 如下式 (3.1) 所表示, 对新的固有角速度  $\omega_M$  具有依赖性。

$$[0155] \quad \tau_{1i} \equiv t(\omega_{ML})/\omega_{ML} - \gamma_L (i = L+, L-),$$

$$[0156] \quad \equiv t(\omega_{MR})/\omega_{MR} - \gamma_R (i = R+, R-) \cdot \cdot (3.1)$$

[0157]  $t(\omega)$  是具有  $\omega$  依赖性的系数。  $\gamma = (\gamma_L, \gamma_R)$  是常数。

[0158] 另外,  $\tau_{2i}$  是规定自抑制因子  $v_i$  的变化特性的时间常数。  $w_{i/j} (< 0)$  是表示假想的多个第二要素 (神经要素)  $i$  及  $j$  的关系的第二相关系数 (常数)。“ $\lambda_L$ ”及“ $\lambda_R$ ”是谐振系数。  $K$  是与髋关节角度  $\phi_H$  对应的反馈系数。

[0159] “ $f_1$ ”及“ $f_2$ ”是分别用下式 (3.2) 及 (3.3) 来定义的函数。

$$[0160] \quad f_1(\omega) \equiv c \cdot \omega (c > 0) \quad \cdot \cdot (3.2)$$

$$[0161] \quad f_2(\omega) \equiv c_0 + c_1 \omega + c_2 \omega^2 \quad \cdot \cdot (3.3)$$

[0162] 新的固有角速度  $\phi_M$  的函数  $f_1(\omega_M)$  及  $f_2(\omega_M)$  的系数  $c$ 、 $c_0$ 、 $c_1$  和  $c_2$ , 能够作为与目标运动设定部 111 设定的目标运动节奏相对应的系数来设定。

[0163] 另外, 代替髋关节角度  $\phi_H$  或在髋关节角度  $\phi_H$  之外, 也可以基于髋关节角速度  $d\phi_H/dt$ 、膝关节、踝关节、肩关节及肘关节等的角度或角速度、甚至于以使用者的落地声、呼吸声、有意识的发声等与步行运动节奏相关联的节奏而变动的各种振子, 来生成第二振子  $y_i$ 。

[0164] 第二振子  $y_i$  在状态变量  $u_i$  的值小于阈值  $u_{th}$  时取 0, 在状态变量  $u_i$  的值不小于阈值  $u_{th}$  时取该  $u_i$  的值。或者, 第二振子  $y_i$  用 S 型函数  $fs$  来定义 (参照式 (3))。由此, 对于朝大腿部的弯曲方向 (前方) 的运动, 支配该运动的第二要素 (神经要素)  $L+$ 、 $R+$  的输出、即第二振子  $y_{L+}$  及  $y_{R+}$ , 变得比其他的第二要素的输出更大。另外, 对于朝大腿部的伸展方向 (后方) 的运动, 支配该运动的第二要素  $L-$ 、 $R-$  的输出、即第二振子  $y_{L-}$  及  $y_{R-}$ , 变得比其他的第二要素的输出更大。朝腿部 (大腿部) 的前方或后方的运动, 例如, 通过髋关节角速度  $d\phi_H/dt$  的极性来识别。

[0165] 接着, 引导振子生成部 150, 基于运动振子测定部 102 测定的髋关节角度  $\phi_H$ 、运动

振子测定部 102 测定的髋关节角速度  $d\phi_H/dt$ 、第二振子生成部 140 生成的第二振子  $y_i$  以及固有角速度设定部 130 设定的新的固有角速度  $\omega_M$ ，设定引导振子  $z$  (图 2/s150)。

[0166] 具体而言，就是根据下式 (4) 生成第一引导振子  $z_1$  (图 2/s151)。

$$[0167] \quad z_{1L} = g_{1+}(\omega_{mL})g_+(\phi_{HL})y_{L+} - g_{1-}(\omega_{mL})g_-(\phi_{HL})y_{L-},$$

$$[0168] \quad z_{1R} = g_{1+}(\omega_{mR})g_+(\phi_{HR})y_{R+} - g_{1-}(\omega_{mR})g_-(\phi_{HR})y_{R-} \cdots (4)$$

[0169] 此处，“ $g_{1+}$ ”、“ $g_{1-}$ ”、“ $g_+$ ”及“ $g_-$ ”是分别由下式 (4.1) ~ (4.4) 定义的函数。

$$[0170] \quad g_{1+}(\omega) \equiv \sum_k a_{k+} \omega^k (a_{k+}: \text{系数}, k = 0 \sim 3) \cdots (4.1)$$

$$[0171] \quad g_{1-}(\omega) \equiv \sum_k a_{k-} \omega^k (a_{k-}: \text{系数}, k = 0 \sim 3) \cdots (4.2)$$

$$[0172] \quad g_+(\phi) \equiv c_{1+}(\phi - \phi_{0+}) + c_{2+}(\phi - \phi_{0+})^3$$

$$[0173] \quad (c_{1+}, c_{2+}: \text{系数}; \phi_{0+}: \text{弯曲方向的髋关节角度 } \phi_H \text{ 的目标值}) \cdots (4.3)$$

$$[0174] \quad g_-(\phi) \equiv c_{1-}(\phi - \phi_{0-}) + c_{2-}(\phi - \phi_{0-})^3$$

$$[0175] \quad (c_{1-}, c_{2-}: \text{系数}; \phi_{0-}: \text{伸展方向的髋关节角度 } \phi_H \text{ 的目标值}) \cdots (4.4)$$

[0176] 第一引导振子  $z_1$  作为图 4 所示的两个假想的弹簧  $G_{1+}$  及  $G_{1-}$  的弹力来把握，其中该两个假想的弹簧  $G_{1+}$  及  $G_{1-}$  分别以第一系数  $g_{1+}$  及  $g_{1-}$  为弹簧系数 (弹性系数)。第一系数  $g_{1+}$  及  $g_{1-}$  为，将与固有角速度  $\omega_M$  对应、且使髋关节角度 (与使用者的运动幅度对应的运动振子)  $\phi_H$  接近与目标运动幅度对应的目标值  $\phi_{0+}$  ( $> 0$ ) 及  $\phi_{0-}$  ( $< 0$ ) 的第一位势 (假想的弹簧 (弹性要素) 的位势) 的斜率予以确定 (参照式 (4.1)、(4.2))。即，第一引导振子  $z_1$  表现为，以与第一位势对应的第一系数  $g_{1+}$  及  $g_{1-}$  为弹性系数 (弹簧系数)，且作为使髋关节角度  $\phi_H$  的值恢复到目标值  $\phi_{0+}$  及  $\phi_{0-}$  的假想弹簧等的弹性要素的弹力。由此，能够从肌肉的收缩状态向伸展状态转换时的弹力等反映了使用者的身体弹性要素的节奏及幅度，来引导使用者的运动。

[0177] 由其中一个假想的弹簧  $G_{1+}$  所产生的弹力，根据其弹簧系数  $g_{1+}$ ，以使髋关节角度  $\phi_H$  接近其目标值  $\phi_{0+}$  的方式作用于使用者的大腿部 (参照式 (4))。即，髋关节角度  $\phi_H$  小于目标值  $\phi_{0+}$  时，由弹簧  $G_{1+}$  所产生的弹力，以使大腿部朝增大髋关节角度  $\phi_H$  的方向 (前方) 运动的方式作用于该大腿部。另外，髋关节角度  $\phi_H$  超过目标值  $\phi_{0+}$  时，由弹簧  $G_{1+}$  所产生的弹力，以使大腿部朝减小髋关节角度  $\phi_H$  的方向 (后方) 运动的方式作用于该大腿部。

[0178] 另外，由另一个假想的弹簧  $G_{1-}$  所产生的弹力，根据其弹簧系数  $g_{1-}$ ，以使髋关节角度  $\phi_H$  接近其目标值  $\phi_{0-}$  的方式作用于使用者的大腿部 (参照式 (4))。即，髋关节角度  $\phi_H$  超过目标值  $\phi_{0-}$  时，由弹簧  $G_{1-}$  所产生的弹力，以使大腿部朝减小髋关节角度  $\phi_H$  的方向 (后方) 运动的方式作用于该大腿部。另外，髋关节角度  $\phi_H$  小于目标值  $\phi_{0-}$  时，由弹簧  $G_{1-}$  所产生的弹力，以使大腿部朝增大髋关节角度  $\phi_H$  的方向 (前方) 运动的方式作用于该大腿部。

[0179] 另外，如前所述，根据大腿部朝前方运动及朝后方运动的差别，多个第二要素  $i$  ( $= L+, L-, R+, R-$ ) 中的部分要素会偏重性地输出，因此避免两个假想的弹簧  $G_{1+}$  及  $G_{1-}$  各自的弹力相互抵消的情况。

[0180] 即，左大腿部向前方运动时，与支配该运动的第二要素  $L+$  对应的第二振子  $y_{L+}$  的值就会大于与其他第二要素  $L-$  对应的第二振子  $y_{L-}$  的值，式 (4) 中表示的第一引导振子  $z_{1L}$  如下式 (4a) 所示 (或近似)。

[0181]  $z_{1L} = g_{1+}(\omega_{mL})g_+(\phi_{HL})y_{L+} \cdot (4a)$

[0182] 为此,当左大腿部向前方运动时,在两个假想的弹簧  $G_{1+}$  及  $G_{1-}$  各自的弹力中,以使髋关节角度  $\phi_H$  接近前侧的目标值  $\phi_{0+}$  的方式作用于使用者的大腿部的弹簧  $G_{1+}$  的弹力就被偏重性地反映出来。由此,避免两个假想的弹簧  $G_{1+}$  及  $G_{1-}$  各自的弹力相互抵消的情况。

[0183] 另外,当左大腿部向后方运动时,支配该运动的第二要素  $L^-$  的输出会大于其他第二要素  $L^+$  的输出,由此,与第二要素  $L^-$  对应的第二振子  $y_{L-}$  的值就大于与第二要素  $L^+$  对应的第二振子  $y_{L+}$  的值,式 (4) 中表示的第一引导振子  $z_{1L}$  如下式 (4b) 所示 (或近似)。

[0184]  $z_{1L} = -g_{1-}(\omega_{mL})g_-(\phi_{HL})y_{L-} \cdot \cdot (4b)$

[0185] 为此,当左大腿部向后方运动时,在两个假想的弹簧  $G_{1+}$  及  $G_{1-}$  各自的弹力中,以使髋关节角度  $\phi_H$  接近后侧的目标值  $\phi_{0-}$  的方式作用于使用者的大腿部的假想弹簧  $G_{1-}$  的弹力就被偏重性地反映出来。由此,避免两个假想的弹簧  $G_{1+}$  及  $G_{1-}$  各自的弹力相互抵消的情况。

[0186] 这对右腿部 (大腿部) 的运动同样适用。

[0187] 另外,以髋关节角速度  $d\phi_H/dt$  为变量的 S 型函数  $f_s$  (参照式 (3)) 列入第一系数  $g_{1+}$  及  $g_{1-}$  中,由此,也可以根据由髋关节角速度  $d\phi_H/dt$  的极性所确定的、朝大腿部的前后运动的差别,以作为多个第二要素  $i$  的输出的第二振子  $y_i$  中的一部分被偏重性地反映的形式,生成第一转矩  $T_1$ 。由此,两个假想的弹簧  $G_{1+}$  及  $G_{1-}$  各自的弹力相互抵消的情况能够得以避免。

[0188] 髋关节角度  $\phi_H$  的目标值  $\phi_{0+}$  及  $\phi_{0-}$ ,是根据目标运动设定部 111 设定的目标运动幅度 (步幅) 并按照包含使用者的髋关节角度  $\phi_H$  的腿部姿势的几何学条件来设定的。另外,分别包含在固有角速度  $\omega_m$  的函数、即第一系数  $g_{1+}(\omega_m)$  及  $g_{1-}(\omega_m)$  中的系数  $a_{k+}$  及  $a_{k-}$ ,能够作为与目标运动设定部 111 设定的目标运动节奏 (步频 (= 每单位时间 (例如 1 分钟) 的步数)) 对应的系数来设定。

[0189] 另外,髋关节角度  $\phi_H$  的目标值  $\phi_{0+}$  及  $\phi_{0-}$ ,也可以通过设置于步行辅助装置 200 上的设定按钮 (图示省略) 的操作,基于使用者设定的作为目标的“步幅”,按照包含有使用者的髋关节角度  $\phi_H$  的腿部姿势的几何学条件来设定。另外,分别包含在第一系数  $g_{1+}(\omega_m)$  及  $g_{1-}(\omega_m)$  中的系数  $a_{k+}$  及  $a_{k-}$ ,也可以通过设置于步行辅助装置 200 上的设定按钮 (图示省略) 的操作,根据使用者设定的作为目标的“步频”来设定。

[0190] 此外,根据式 (5) 设定第二引导振子  $z_2$ 。(图 2/s152)

[0191]  $z_{2L} = -g_{2+}(\omega_{mL})(d\phi_{HL}/dt)H_+(\phi_{HL})y_{L+}$

[0192]  $+g_{2-}(\omega_{mL})(d\phi_{HL}/dt)H_-(\phi_{HL})y_{L-},$

[0193]  $z_{2R} = -g_{2+}(\omega_{mR})(d\phi_{HR}/dt)H_+(\phi_{HR})y_{R+}$

[0194]  $+g_{2-}(\omega_{mR})(d\phi_{HR}/dt)H_-(\phi_{HR})y_{R-} \cdot \cdot (5)$

[0195] 此处,“ $g_{2+}$ ”、“ $g_{2-}$ ”、“ $H_+$ ”及“ $H_-$ ”是分别由下式 (5.1) ~ (5.4) 定义的函数。

[0196]  $g_{2+}(\omega) \equiv \sum_k b_{k+} \omega^k (b_{k+}: \text{系数}, k = 0 \sim 3) \cdot \cdot (5.1)$

[0197]  $g_{2-}(\omega) \equiv \sum_k b_{k-} \omega^k (b_{k-}: \text{系数}, k = 0 \sim 3) \cdot \cdot (5.2)$

[0198]  $H_+(\phi) \equiv 0(\phi \leq 0), 1(\phi > 0) \cdot \cdot (5.3)$

[0199]  $H_-(\phi) \equiv 0(\phi > 0), 1(\phi \leq 0) \cdot \cdot (5.4)$

[0200] 第二引导振子  $z_2$  作为图 4 所示的两个假想的阻尼器  $G_{2+}$  及  $G_{2-}$  的衰减力来把握,其

中该两个假想的阻尼器  $G_{2+}$  及  $G_{2-}$  分别以第二系数  $g_{2+}$  及  $g_{2-}$  为阻尼系数（衰减系数）。第二系数  $g_{2+}$  及  $g_{2-}$  为,将根据固有角速度  $\omega_m$  来抑制髋关节角度  $\phi_H$  的绝对值增大的第二位势（假想的阻尼器（衰减要素）的位势）的斜率予以确定（式 (5.1) (5.2)）。即,第二引导振子  $z_2$  表现为,以与第二位势对应的第二系数  $g_{2+}$  及  $g_{2-}$  为递减系数（阻尼系数）,且其作为根据髋关节角速度  $d\phi_H/dt$  来抑制髋关节角度  $\phi_H$  的绝对值增大的、假想的阻尼器等的衰减要素的衰减力。由此,能够以从肌肉的伸展状态向弯曲状态转换时的粘性力等反映了使用者身体的衰减要素的节奏及幅度,来引导使用者的运动。

[0201] 由其中一个假想的阻尼器  $G_{2+}$  所产生的衰减力,根据其阻尼系数  $g_{2+}$  及髋关节角速度  $d\phi_H/dt$ ,以抑制朝前侧（弯曲侧）方向的髋关节角度  $\phi_H$  的绝对值增大的方式作用于使用者的大腿部（参照式 (5)）。即,由假想的阻尼器  $G_{2+}$  所产生的衰减力,以抑制向大腿部的前方过度运动的形式作用于该大腿部。

[0202] 另外,由另一个假想的阻尼器  $G_{2-}$  所产生的衰减力,根据其阻尼系数  $g_{2-}$  及髋关节角速度  $d\phi_H/dt$ ,以抑制朝后侧（伸展侧）方向的髋关节角度  $\phi_H$  的绝对值增大的方式作用于使用者的大腿部（参照式 (5)）。即,由假想的阻尼器  $G_{2-}$  所产生的衰减力,以抑制向大腿部的后方过度运动的形式作用于该大腿部。

[0203] 另外,第二引导振子  $z_2$  中含有作为髋关节角度  $\phi_H$  的函数的阶梯函数  $H_+$  及  $H_-$ 。因此,避免了两个假想的阻尼器  $G_{2+}$  及  $G_{2-}$  各自的衰减力相互抵消的情况。

[0204] 分别包含在固有角速度  $\omega_m$  的函数、即第二系数  $g_{2+}(\omega_m)$  及  $g_{2-}(\omega_m)$  中的系数  $b_{k+}$  及  $b_{k-}$ ,能作为与目标运动设定部 111 设定的目标运动节奏对应的系数来设定。另外,该系数  $b_{k+}$  及  $b_{k-}$ ,也可以通过设置于步行辅助装置 200 上的设定按钮（图示省略）的操作,根据使用者设定的作为目标的“步频”来设定。

[0205] 然后,与引导振子  $z (= z_1+z_2)$  对应的电流  $I = (I_L, I_R)$  自电池 206 分别供给左右驱动器 210,作用力（绕髋关节的转矩） $F$  作用于使用者的大腿部,其中,引导振子  $z$  包含引导振子生成部 150 生成的第一引导振子  $z_1 = (z_{1L}, z_{1R})$  和第二引导振子  $z_2 = (z_{2L}, z_{2R})$ 。

[0206] 之后,通过重复前述处理（图 2/s101, s102, ..., s150）,步行者利用步行辅助装置 200 在绕髋关节的转矩  $F$  作用的状态下步行。

[0207] 根据发挥前述作用的本发明的步行辅助装置 200 及其控制系统 100,主要基于下述理由,能以使使用者的运动节奏与其作为目标的节奏一致的方式来引导使用者的运动。

[0208] 即,利用范德波尔方程式（参照式 (1)）的性质——“相互牵引”的效果,第一振子  $x$  生成为,与使用者的髋关节角速度（运动振子） $d\phi_H/dt$  的节奏谐调,同时以反映了固有角速度  $\omega_m$  的自律性节奏而振动（时间性变化）。

[0209] 第一振子  $x$ ,实现使用者的步行运动节奏和装置所产生的运动引导节奏之间的谐调,同时从使使用者的步行运动节奏与目标节奏相一致的观点来看,其可能和使用者的髋关节角速度  $d\phi_H/dt$  之间存在不合适的相位差。因此,从第一振子  $x$  直接生成引导振子  $z$  时,与该引导振子  $z$  对应的绕髋关节的转矩  $F$  所引导的使用者的步行运动节奏,有可能背离目标节奏。

[0210] 于是,假想的两个振子  $\theta_h$  及  $\theta_m$  的关系设定为,与使用者的髋关节角速度  $d\phi_H/dt$  和第一振子  $x$  之间的相位差（第一相位差） $\delta\theta_1$  对应。具体而言,即基于第一相位差  $\delta\theta_1$ ,设定假想模型中的相关系数  $\varepsilon$ （图 2/s133）。另外,以使该两个振子  $\theta_h$  及  $\theta_m$  的相

位差（第二相位差） $\delta\theta_2$  接近目标相位差  $\delta\theta_0$  的方式，设定两个振子  $\theta_h$  及  $\theta_m$  的角速度  $\omega_h$  及  $\omega_m$ ，后者作为新的固有角速度  $\omega_M$  来设定（图 2/s134, s135）。由此，新的固有角速度  $\omega_M$  相当于如下角速度，即从实现与髌关节角速度  $d\phi_H/dt$  所确定的使用者的运动节奏之间的对应了目标相位差  $\delta\theta_0$  的谐调、同时以使使用者的运动节奏和目标节奏相一致的方式引导使用者运动的观点来看为合适的振子的角速度。其后，通过重复以反映了新的固有角速度  $\omega_M$  的形式生成第一振子  $x$ （图 2/s110），可实现第一振子  $x$  的节奏和髌关节角度  $\phi_H$  等的运动振子的节奏之间的谐调，同时能逐渐减小第一相位差  $\delta\theta_1$  对于目标相位差  $\delta\theta_0$  的偏差。由此，即使在使用者的运动节奏发生突然变化时，引导振子  $T$  对该变化的追踪性从不带给使用者不适感等的观点来看也为合适，并能使使用者的运动节奏以适度的步调逐渐与目标节奏相一致。

[0211] 接下来，以反映了新设定的固有角速度  $\omega_M$  的形式生成第二振子  $y_i$ （图 2/s140），且进一步生成包含第二振子  $y_i$  的引导振子  $z$ （图 2/s150）。由此，根据该引导振子  $z$ ，可使作用于大腿部的转矩  $F$  所引导的使用者的运动节奏与引导节奏谐调，同时能使使用者的运动节奏和目标节奏一致。这表示步行辅助装置 200 的引导节奏谐调至使用者的运动节奏、且使用者的运动节奏也谐调至步行辅助装置 200 的引导节奏这样一种形式的使用者（人）与装置（机械）之间的谐调（相互接近）。

[0212] 另外，通过以使用者的运动振子和步行辅助装置 200 的引导振子  $z$  之间的相位差与正的目标相位差一致的方式引导使用者的运动，使用者能够以引导步行辅助装置 200 的形式而步行（运动）。且，通过以使用者的运动振子和步行辅助装置 200 的引导振子  $z$  之间的相位差与负的目标相位差一致的方式引导使用者的运动，使用者能以被步行辅助装置 200 引导的形式而步行（运动）。

[0213] 根据发挥前述作用的本发明的步行辅助装置 200 及其控制系统 100，主要基于下述理由，能以使使用者的运动幅度与其作为目标的幅度一致的方式来引导使用者的运动。

[0214] 即，包含在第一引导振子  $z_1$  中的第一系数  $g_{1+}$  及  $g_{1-}$  为，与用于使使用者的髌关节角度  $\phi_H$  接近其目标值  $\phi_{0+}$  及  $\phi_{0-}$  的第一位势（假想的弹性要素的位势）对应。另外，第一系数  $g_{1+}$  及  $g_{1-}$  与固有角速度  $\omega_M$ （=假想引导振子  $\theta_m$  的角速度  $\omega_m$ ）对应（参照式（4.1）（4.2））。如前所述，固有角速度  $\omega_M$  相当于如下角速度，即从实现与使用者的运动节奏之间的谐调、同时以使使用者的运动节奏与目标节奏一致的方式引导使用者运动的观点来看为合适的振子的角速度。

[0215] 且，包含在第二引导振子  $z_2$  中的第二系数  $g_{2+}$  及  $g_{2-}$  为，与抑制髌关节角度  $\phi_H$  的绝对值增大的第二位势（假想的衰减要素的位势）对应。另外，第二系数  $g_{2+}$  及  $g_{2-}$  与固有角速度  $\omega_M$  对应（参照式（5.1）（5.2））。如前所述，固有角速度  $\omega_M$  相当于如下角速度，即从实现与使用者的运动节奏之间的谐调、同时以使使用者的运动节奏与目标节奏一致的方式引导使用者运动的观点来看为合适的振子的角速度。

[0216] 因此，通过以反映了与新的固有角速度  $\omega_M$  对应的第一系数  $g_{1+}(\omega_M)$  及  $g_{1-}(\omega_M)$  的形式生成第一引导振子  $z_1$  和以反映了与固有角速度  $\omega_M$  对应的第二系数  $g_{2+}(\omega_M)$  及  $g_{2-}(\omega_M)$  的形式生成第二引导振子  $z_2$ ，既能实现使用者的运动节奏和引导振子  $z$  的节奏之间的谐调以及使用者的运动节奏和目标节奏之间的一致，同时也能以使用者的运动幅度接近目标幅度的方式引导使用者的运动。

[0217] 如上所述,通过本发明的步行辅助装置(运动引导装置)200,能以使用者的运动节奏及幅度分别与其作为目标的节奏及幅度一致的方式来引导使用者的运动。

[0218] 另外,根据使用者的步行状态,设定与该使用者的目标运动节奏及幅度对应的系数( $\phi_{0+}$ ,  $\phi_{0-}$ ,  $a_{k+}$ ,  $a_{k-}$ ,  $b_{k+}$ ,  $b_{k-}$ ,  $\cdot \cdot$ )等(图2/s111)。因此,能以下述的节奏及幅度引导使用者的运动,即从使使用者的运动节奏及幅度分别对应了该使用者的“步行状态”的目标节奏及幅度一致的观点来看为合适的节奏及幅度。

[0219] 且,根据使用者的步行状态,设定目标相位差  $\delta \theta_0$ (图2/s112)。因此,能以使用者的髌关节角速度  $d\phi_H/dt$  与步行辅助装置200的引导振子  $z$ (甚至绕髌关节的转矩  $F$ ) 之间的相位差接近对应了使用者的“步行状态”的目标相位差  $\delta \theta_0$  的方式,来引导使用者的运动。由此,根据使用者的步行状态的变动,以从使用者的运动节奏接近目标节奏的观点来看为合适的节奏引导(辅助)使用者的运动。

[0220] 另外,按照第一模型,作为第一要素的输出生成第一振子  $x$ (式(1),图2/s120),其中该第一模型表示根据髌关节角速度  $d\phi_H/dt$  等的运动振子的情况输出进行变动的假想的多个第一要素(左右腿部)的关系。由此,通过将使用者的实际运动相关的现实多个要素的关系反映成第一模型中的假想的多个第一要素的系数  $g$  等所表示的相关关系,能生成鉴于该现实的多个要素间的关系为合适的第一振子  $x$ 。例如,设想左右腿部和同一腿部的多个关节为现实的多个要素,以反映了左右腿部的定性关系和同一腿部的关节间的定性关系的形式生成第一振子  $x$ ,其中该左右腿部的定性关系为,前后交替地运动等,该同一腿部的关节间的定性关系为,绕髌关节的腿部运动和绕膝关节的腿部运动的周期及相位差等。因此,能将引导使用者运动的引导振子的节奏及幅度作为鉴于该关系为合适的节奏及幅度。

[0221] 且,按照第二模型,作为第二要素的输出生成第二振子  $y_i$ (式(3),图2/s140),其中第二模型表示根据髌关节角速度  $d\phi_H/dt$  等的运动振子的情况输出进行变动的假想的多个第二要素的关系。由此,通过将使用者的实际运动相关的现实多个要素的关系反映成第二模型中的假想的多个第二要素的系数  $w_{i/j}$  等所表示的相关关系,能生成鉴于该现实的多个要素间的关系为合适的第二振子。例如,设想使用者的多个神经(神经元)为现实的多个要素,以反映了支配左右腿部步行的神经元间的定性关系等的形式生成第二振子  $y_i$ 。因此,能将引导使用者运动的引导振子的节奏及幅度作为鉴于该关系为合适的节奏及幅度。

[0222] 在此,对于能以使用者的运动节奏及幅度分别与其作为目标的节奏及幅度相一致的方式来引导使用者的运动这一本发明的步行辅助装置200的作用效果,结合图5及图6来进行说明。

[0223] 该作用效果表示“步行比(=步幅/步频)”与作为目标的步行比一致,其中,“步行比(=步幅/步频)”作为在图5及图6分别所示的“步频”-“步幅”平面中通过原点的直线(例如,直线  $L_1, L_2$ )的斜率来表现。这是因为步频及步幅分别表示使用者的步行(运动)节奏及幅度,当使用者的步行运动节奏及幅度分别与目标节奏及幅度一致时,使用者的步行运动节奏及幅度的相关关系就会与目标节奏及幅度的相关关系一致。

[0224] 例如,可以考虑如下状态,即使用者以图5所示的双曲线  $v$  所表示的“速度(=步频 $\times$ 步幅)”和双曲线  $v$  上的点  $s$  所表示的“步频”及“幅度”步行时的状态。将双曲线  $v$  所表示的速度作为目标予以设定、且将直线  $L_1$  所表示的步行比作为目标予以设定时,步行辅助装置200以如下方式引导(辅助)使用者的运动(参照图5/箭头  $A1$ ),即使使用者以

该双曲线  $v$  与直线  $L_1$  的交点  $s_1$  所表示的步频及步幅步行。也就是, 使用者的步行状态, 在保持步行速度的情况下被逐渐引导向缓慢地大步步行的状态。另外, 在该状态下, 将双曲线  $v$  所表示的速度作为目标予以设定、且将直线  $L_2$  表示的步行比作为目标予以设定时, 步行辅助装置 200 以如下方式引导 (辅助) 使用者的运动 (参照图 5/ 箭头 A2), 即使使用者以反比例曲线  $v$  与直线  $L_2$  的交点  $s_2$  所表示的步频及步幅步行。由此, 使用者的步行状态, 在保持步行速度的情况下被逐渐引导向匆忙地小步步行的状态。

[0225] 另外, 例如可以考虑如下状态, 即使用者以图 6 所示的点  $s$  所表示的“步频”及“步幅”步行时的状态。将通过点  $s$  的纵向直线所表示的步频作为目标予以设定、且将直线  $L_1$  所表示的步行比作为目标予以设定时, 步行辅助装置 200 以如下方式引导 (辅助) 使用者的运动 (参照图 6/ 箭头 A1), 即使使用者以该纵向直线与直线  $L_1$  的交点  $s_1$  所表示的步频及步幅步行。也就是, 使用者的步行状态, 在保持步行节奏的情况下被逐渐引导向大步步行的状态。另外, 在该状态下, 将通过点  $s$  的纵向直线所表示的步频作为目标予以设定、且将纵向直线  $L_2$  所表示的步行比作为目标予以设定时, 步行辅助装置 200 以如下方式引导 (辅助) 使用者的运动 (参照图 6/ 箭头 A2), 即使使用者以该纵向直线与直线  $L_2$  的交点  $s_2$  所表示的步频及步幅步行。由此, 使用者的步行状态, 在保持步行节奏的情况下被逐渐引导向小步步行的状态。

[0226] 接着, 结合图 7 ~ 图 9 来说明与本发明的步行辅助装置 200 的上述作用效果相关的实验结果。

[0227] 在进行该实验时, 设定目标步行比为“0.0072”。然后, 佩带了图 1 所示的步行辅助装置 200 的使用者以如图 7 所示的速度变化进行步行。即, 该使用者最初以大致一定的速度步行, 然后加速步行, 在稍微减速步行后再加速步行, 其后减速步行, 最后以大致一定的速度步行。

[0228] 其结果, 如图 8 所示, 使用者的步行比根据使用者的步行速度的增减而稍微偏离其目标值 0.0072, 但以大致收束于该目标值的形式变化。即, 步频 - 步幅平面中的、表示使用者步行状态的点的轨迹, 如图 9 所示, 绘制为收束于表示目标步行比 0.0072 的直线。如该实验结果所明确, 利用本发明的步行辅助装置 (运动引导装置) 200, 能以使使用者的步行运动节奏及幅度与其作为目标的节奏及幅度一致的方式引导使用者的步行。

[0229] 另外, 在前述的实施方式中是引导了使用者的步行, 而作为其他的实施方式也可以辅助使用者的其他动作。例如, 引导与汽车等产品的制造相关的手工操作时, 通过跟随引导振子, 使用者能以作为目标的运动节奏及运动幅度 (或力的大小程度) 进行操作。当目标运动节奏及幅度是基于熟练操作者等的手工操作来设定的时候, 能使该使用者实际感受到熟练操作者的微妙的手动和力的大小增减程度等, 使其早日掌握该技术。

[0230] 在前述的实施方式中, 与引导振子  $z$  对应的绕左右髋关节的转矩  $F = (F_L, F_R)$  被作用于使用者的身体, 而作为其他的实施方式, 绕膝关节、踝关节、肩关节、肘关节及腕关节等各种关节的转矩也可以被作用于使用者的身体。成为转矩作用对象的关节的组合, 也可以根据使用者的情况作各种变更。另外, 作为其他实施方式, 也可以将声音、光或标识以及叩击 (敲击) 等赋予使用者, 其中, 该声音为, 步行者通过耳机等听觉装置 (图示省略) 能在听觉上感知的、与引导振子  $z$  对应的周期性的声音, 该光或标识为, 通过护目镜等视觉装置 (图示省略) 能感知的、与引导振子  $z$  对应的周期性的光或标识, 该叩击 (敲击) 为, 利用按

摩仪器等,步行者通过背和肩等部分身体的触觉能感知的、与引导振子  $z$  对应的周期性的叩击(敲击)。

[0231] 成为测定对象的运动振子的种类越多,范德波尔方程式等的、与第一振子  $x$  的生成对应的非线性微分方程式(式(1))和与第二振子  $y_i$  的生成对应的非线性微分方程式(式(3))中的相关项也越多,但通过该相关系数的调节,实现鉴于使用者身体各个部位的运动的更为严密的运动上的引导。

[0232] 在前述实施方式中,测定了使用者的“步行状态(运动状态)”,根据该测定结果设定了与目标运动节奏及幅度相关的系数( $\phi_{0+}$ ,  $\phi_{0-}$ ,  $a_{k+}$ ,  $a_{k-}$ ,  $b_{k+}$ ,  $b_{k-}$ ,  $\dots$ )和目标相位差  $\delta \theta_0$ (图 2/s110, s111, s112),而作为其他的实施方式也可以测定使用者的“生理状态”,并根据该测定结构设定与目标运动节奏及幅度相关的系数和目标相位差  $\delta \theta_0$ 。使用者的生理状态包括高度疲劳的状态、低度疲劳的状态、心搏数和出汗量多的状态以及心搏数等少的状态等。

[0233] 另外,步行辅助装置 200 的控制系统 100 也可进一步具有第一相关调节部,其中该第一相关调节部为,根据状态测定部 110 判定的使用者的运动状态及生理状态中的一方或双方,调节第一模型中的系数  $g$ (假想的多个第一要素的相关关系)。且,步行辅助装置 200 的控制系统 100 也可进一步具有第二相关调节部,其中该第二相关调节部为,根据状态测定部 110 判定的使用者的运动状态及生理状态中的一方或双方,调节第二模型中的系数  $w_{ij}$ (假想的多个第二要素(假想的神经要素)的相关关系)。

[0234] 根据本发明的运动引导装置,能通过反映了左右腿部等现实的多个要素的关系根据使用者的“运动状态”及“生理状态”而变动的情况的形式,并根据使用者的状态以合适的节奏及幅度实时引导使用者的运动。

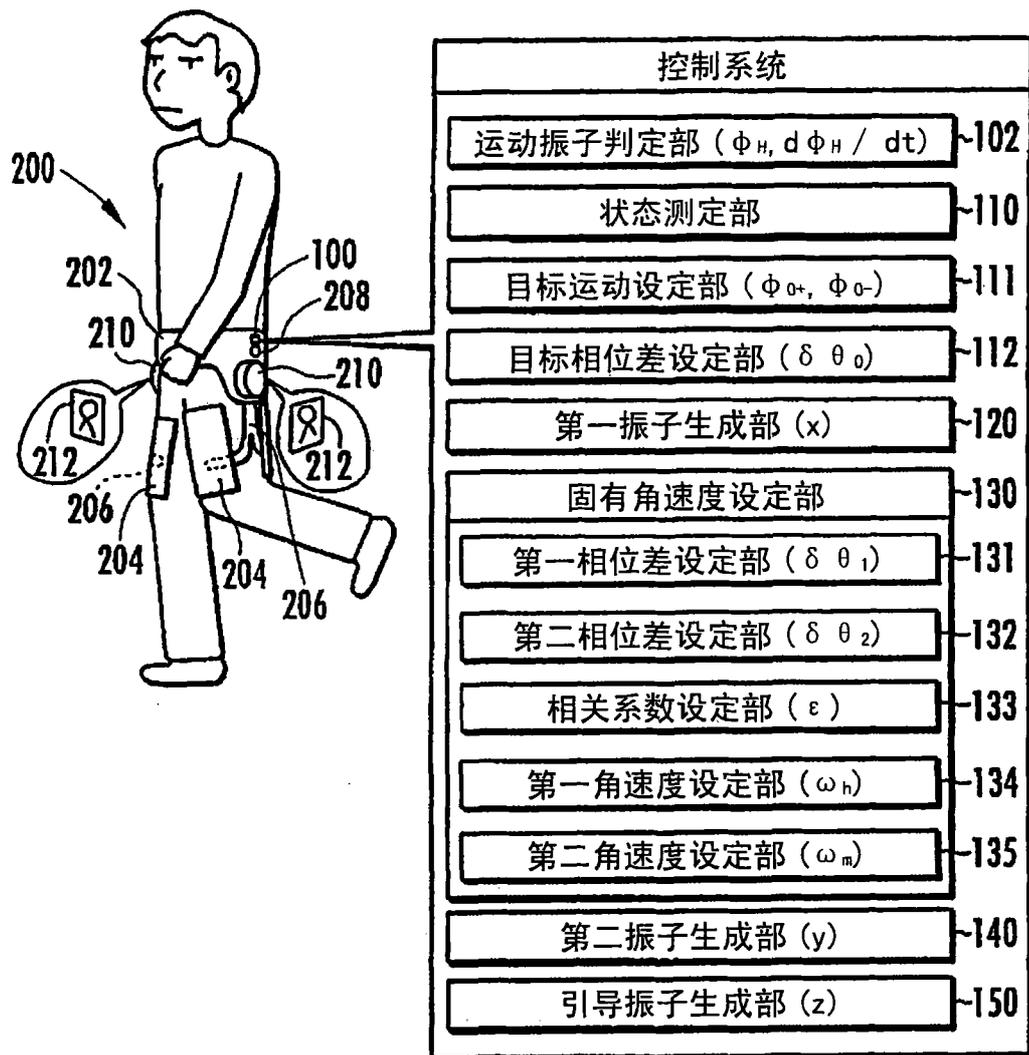


图 1

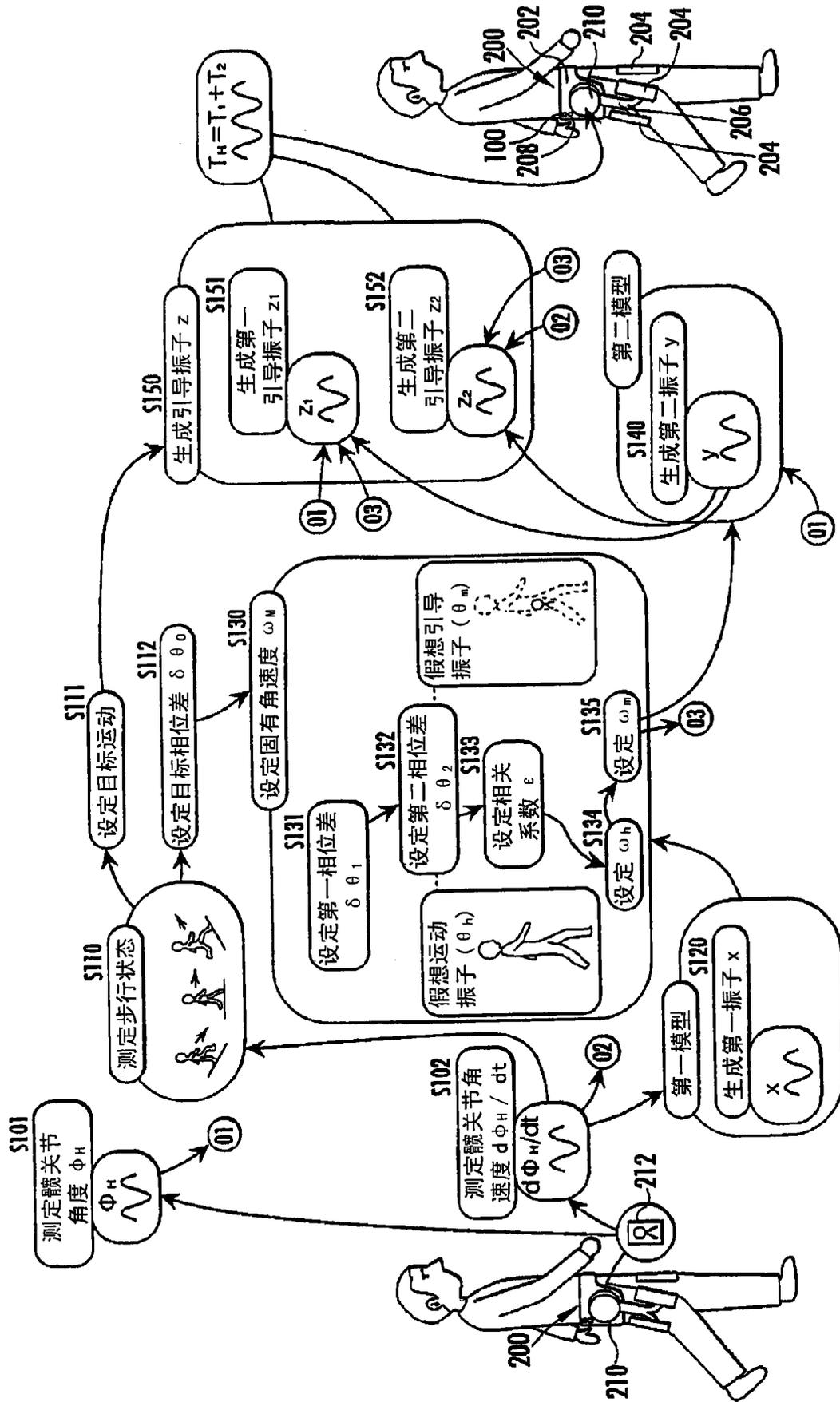


图 2

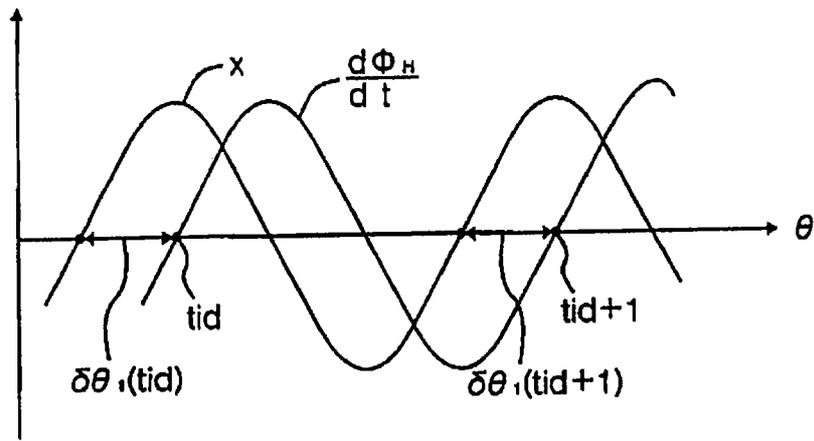


图 3

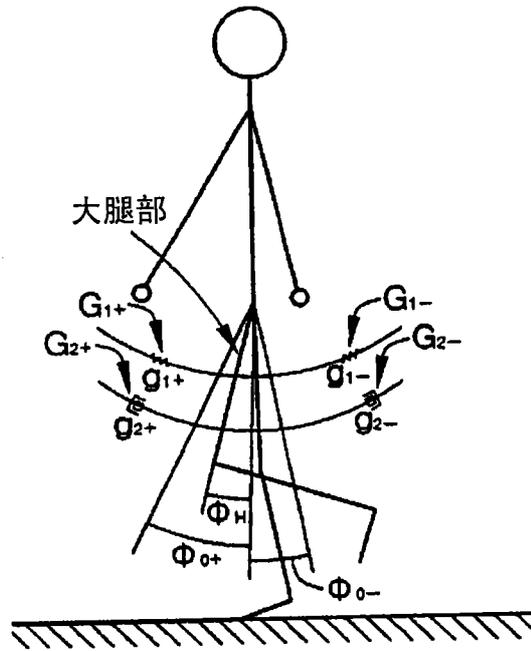


图 4

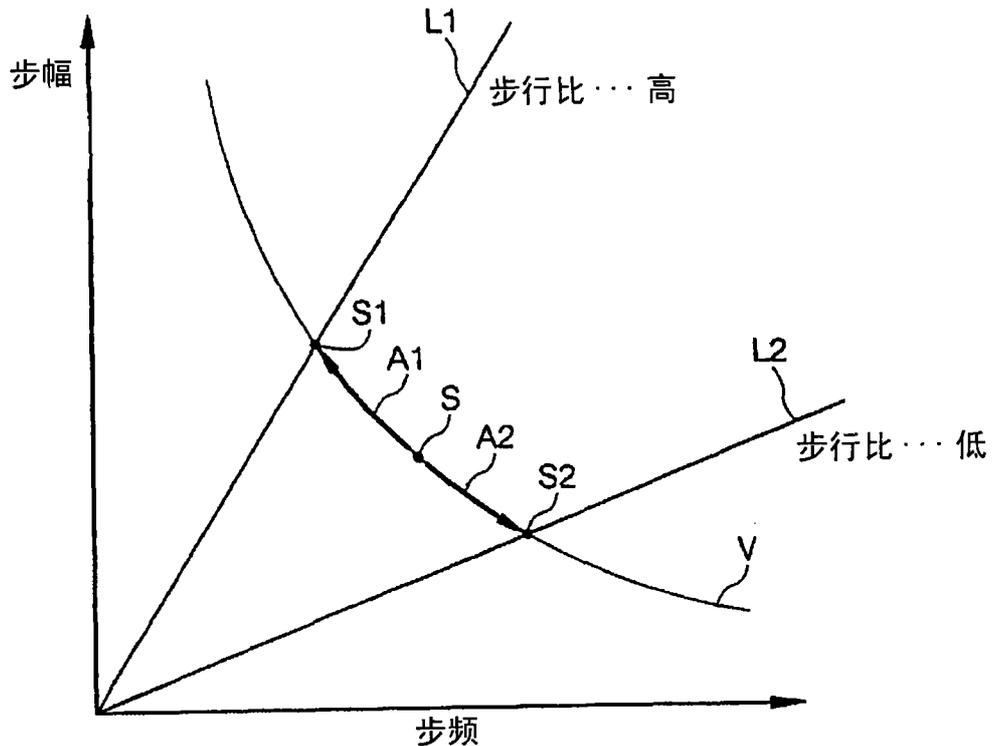


图 5

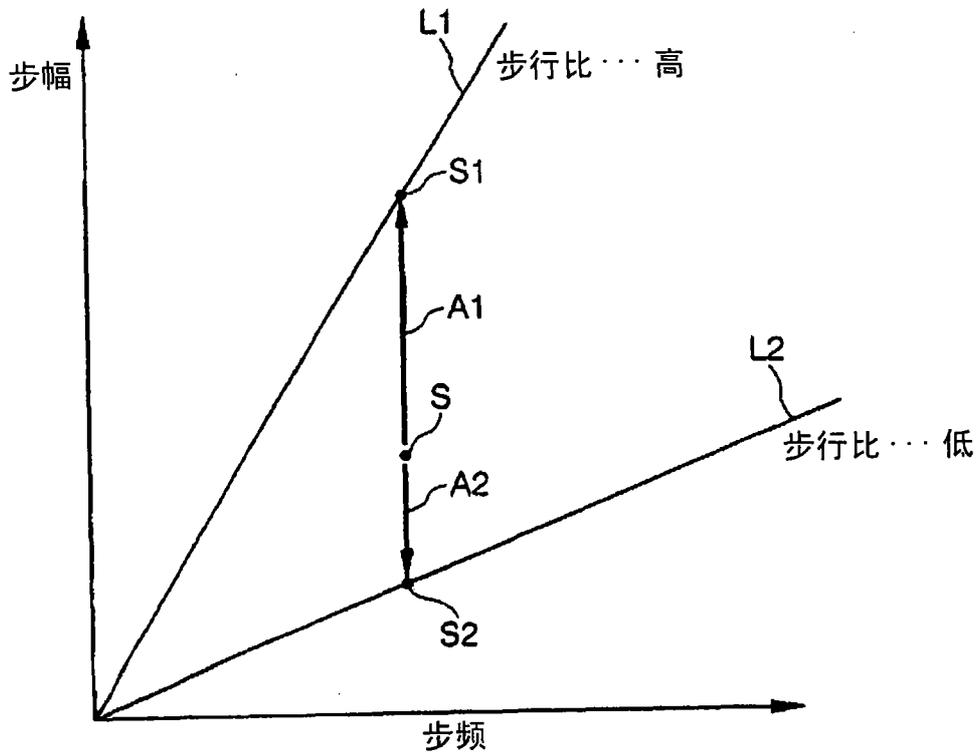


图 6

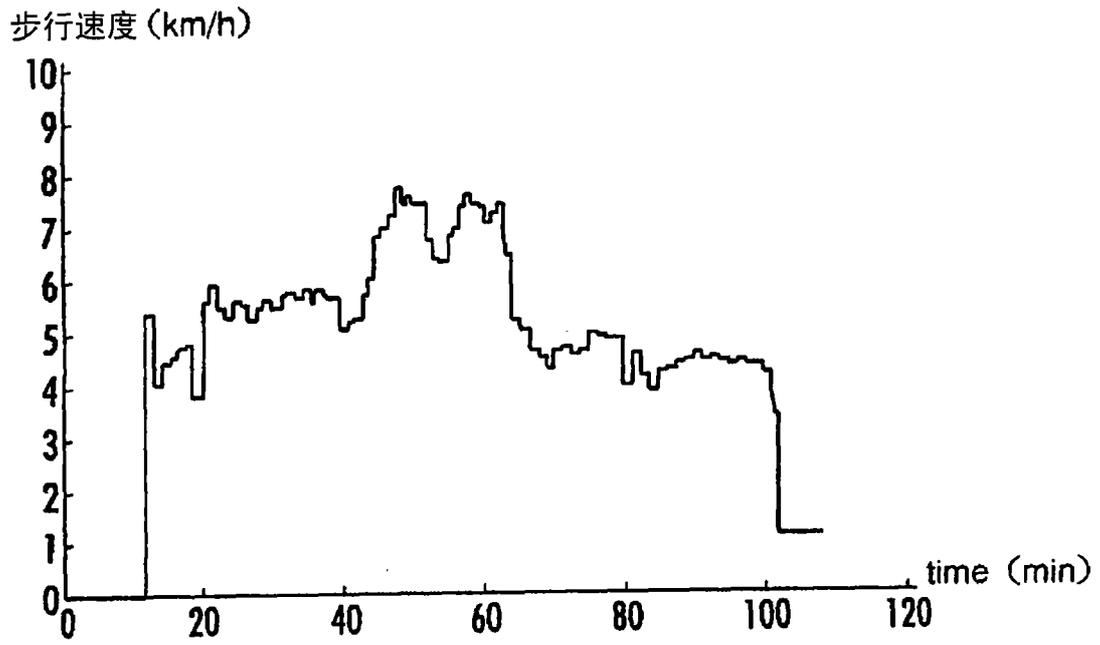


图 7

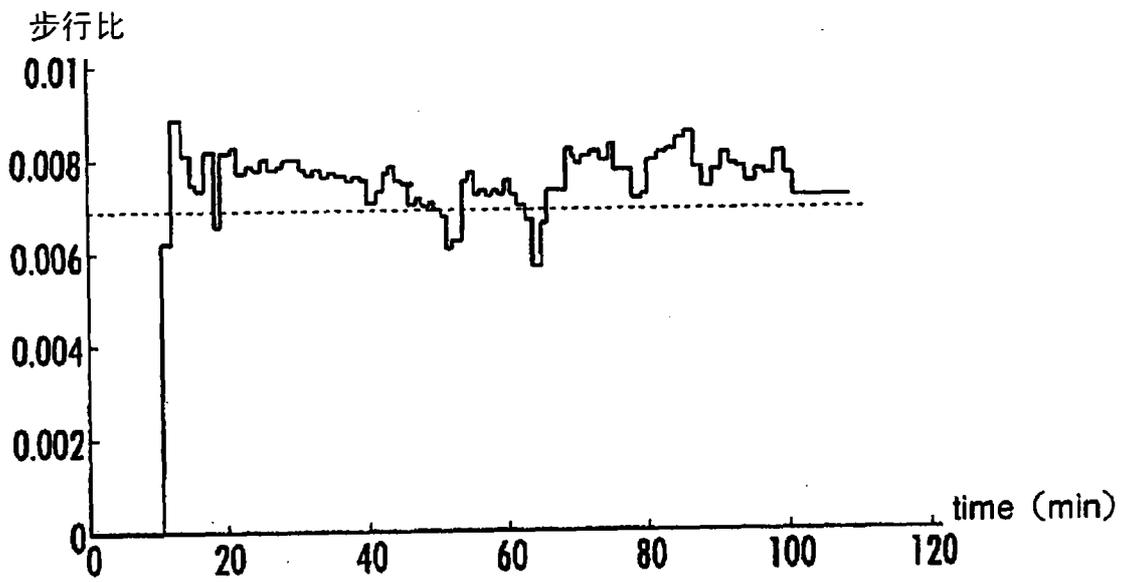


图 8

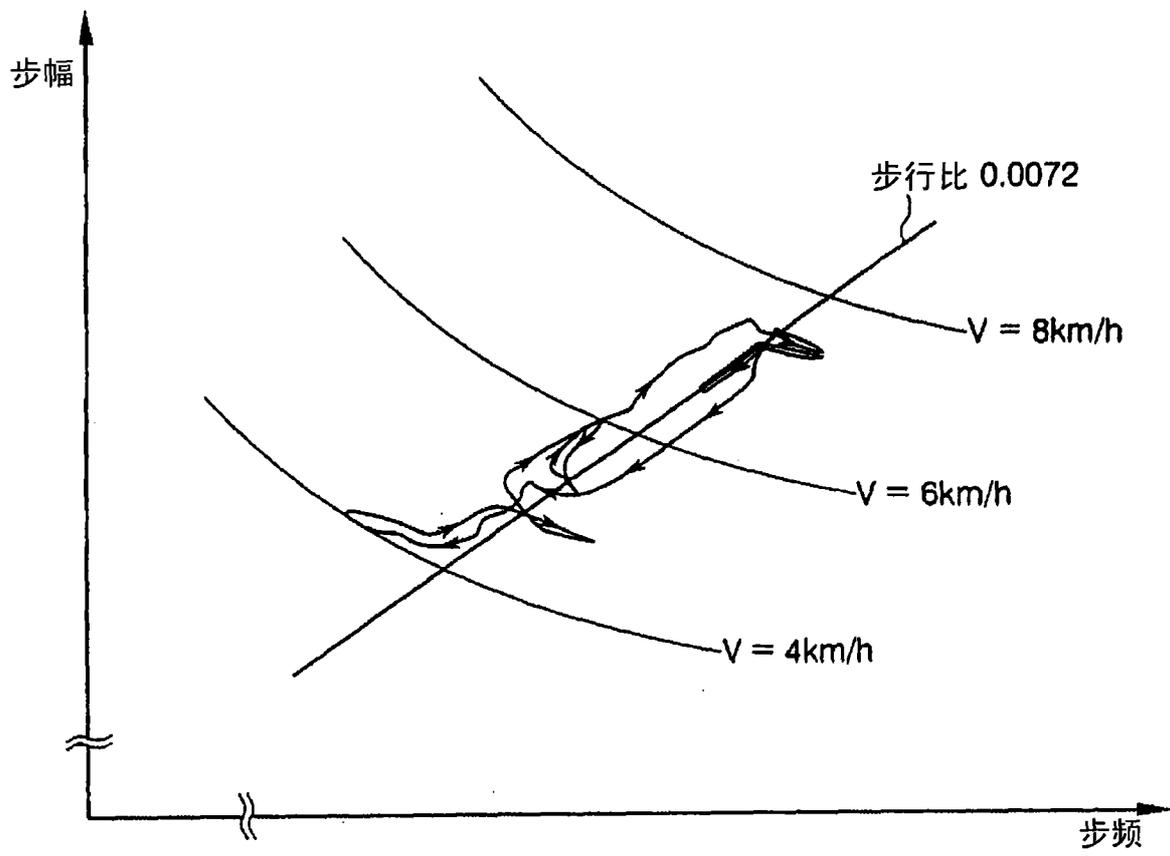


图 9