



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104902862 B

(45)授权公告日 2017. 03. 15

(21)申请号 201380066273.X

(22)申请日 2013.12.25

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104902862 A

(43)申请公布日 2015.09.09

(30)优先权数据

2012-288597 2012.12.28 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2015.06.18

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/007588 2013.12.25

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/103305 JA 2014.07.03

(73)专利权人 国立大学法人东京工业大学

地址 日本国东京都目黑区大岡山2-12-1

专利权人 株式会社菊池制作所

(72)发明人 三宅美博

(74)专利代理机构 北京市天达律师事务所

11475

代理人 张嵩

(51)Int.Cl.

A61H 3/00(2006.01)

A61H 1/02(2006.01)

审查员 贾仁杰

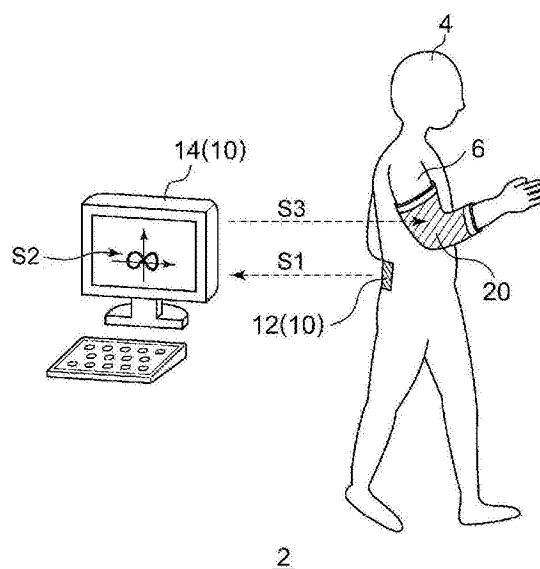
权利要求书1页 说明书6页 附图7页

(54)发明名称

步行辅助装置及步行辅助方法

(57)摘要

本发明提供一种能改善以往的步行辅助方法的至少一个问题点的步行辅助装置。该步行辅助装置(2)对步行者(4)的步行运动进行辅助。步行者(4)可以是高龄者或残疾人、伤病患者、运动员或学习者等。测定部(10)测定步行者(4)的步行信息,生成表示该步行信息的数据(S2)。穿戴设备(20)根据测定部(10)所测定的步行信息数据(S2),对步行者(4)的臂部进行作用,由此介入步行时的臂部运动,从而使步行运动改善。



1. 一种步行辅助装置,其特征在于,包括:
测定步行者的步行信息的测定部,和
根据所述测定部测定的所述步行信息,对所述步行者的臂部进行作用的穿戴设备;
本步行辅助装置不直接作用于所述步行者的腿部地对步行进行辅助。
2. 如权利要求1所述的步行辅助装置,其特征在于,
所述穿戴设备被构成为能根据所述测定部的测定结果调节所述步行者的肘关节的状态。
3. 如权利要求2所述的步行辅助装置,其特征在于,
所述穿戴设备被构成为能根据所述测定部的测定结果调节所述步行者的肘关节的角度,以及/或者能限制所述肘关节的可动范围。
4. 如权利要求3所述的步行辅助装置,其特征在于,
所述穿戴设备被构成为能与步行运动相协调地控制肘关节的弯曲角。
5. 如权利要求1所述的步行辅助装置,其特征在于,
所述穿戴设备被构成为能根据所述测定部的测定结果调节所述步行者的肩关节的状态。
6. 如权利要求5所述的步行辅助装置,其特征在于,
所述穿戴设备被构成为能根据所述测定部的测定结果调节所述步行者的肩关节的角度,以及/或者限制所述肩关节的可动范围。
7. 如权利要求6所述的步行辅助装置,其特征在于,
所述穿戴设备被构成为能与步行运动相协调地控制肩关节的弯曲角。
8. 如权利要求1至7的任一项所述的步行辅助装置,其特征在于,
所述测定部包含被装配于所述步行者的腰部或腹部的传感器;
所述步行信息包括腰部或腹部的轨迹。
9. 一种步行辅助方法,其特征在于,包括:
测定步行者的步行信息的步骤,
在步行者的臂部装配穿戴设备的步骤,以及
根据测定的所述步行信息,控制所述穿戴设备的步骤;
本步行辅助方法不直接作用于所述步行者的腿部地对步行进行辅助。

步行辅助装置及步行辅助方法

技术领域

[0001] 本发明涉及辅助、改善人类的步行运动的技术。

背景技术

[0002] 为对步行运动有障碍的高龄者或残疾人、伤病患者的步行运动进行辅助、或者通过康复使其改善,采用步行辅助装置。以往,作为对步行进行辅助、改善的方法,有直接辅助腿部运动的方法。具体来说,已提出有通过义足或助力机器人(促动器,actuator)等,对腿部运动直接、力学地介入的方法。作为辅助、改善步行的另一方法,已提出有通过计测步行的节律、并对步行者给予与步行协调控制的节律刺激,来间接地辅助腿部运动的方法等(例如参照专利文献1~3)。

[0003] [在先技术文献]

[0004] [专利文献]

[0005] [专利文献1] 日本特开2010-264320号公报

[0006] [专利文献2] 日本特开2006-102156号公报

[0007] [专利文献3] 日本特开2005-227909号公报

发明内容

[0008] (发明所要解决的课题)

[0009] 然而,若采用对腿部运动直接介入的方法,则由于是从外部对腿部进行力学地作用来促进步行运动的,故存在在事故发生时会引发摔倒等安全性上的问题。另外,由于要强制性地使步行存在障碍或问题的步行者的腿部运动,故也有时会给步行者带来痛苦。此外,若步行者习惯于被步行辅助装置助力的状态,则还有可能导致腿部的运动能力退化,反而在没有步行辅助装置时无法步行了,从学习效果的观点来说也还存在问题。

[0010] 本发明是鉴于这样的状况而研发的,其一个方案的例示性目的之一在于,提供一种能改善以往的步行辅助方法的至少一个问题点的步行辅助装置。

[0011] (用于解决课题的手段)

[0012] 本发明的一个方案涉及步行辅助装置。步行辅助装置包括:测定步行者的步行信息的测定部;根据测定部所测定的步行信息,对步行者的臂部进行作用的穿戴设备。

[0013] 本发明人认识到在步行运动时,腿部运动和臂部运动是介由大脑相互密切关联的。通过该方案,并非介入腿部运动,而是介入与大脑相关联的臂部运动,从而能从内部改善步行运动。由此,与直接介入腿部运动时相比,能实现安全性的改善、对步行者的痛苦的降低、运动能力下降的抑制、以及学习效果中的至少一者。

[0014] 所谓“步行信息”,是指与步行相关的信息,可包括(i)表示臂部或腿、胸部、腰部、腹部、颈部、头部、重心等各部位的轨迹的信息、(ii)表示步行时的姿势的信息、(iii)臂部挥动运动的频率、腿的运动的频率、它们的相位关系等与步行的节律相关联的信息。另外,在本说明书中,“臂部”表示从肩到指尖的部位。

- [0015] 穿戴设备可以被构成为能根据测定部的测定结果调节步行者的肘关节的弯曲角。穿戴设备可以被构成为能根据测定部的测定结果限制步行者的肘关节的可动范围。
- [0016] 通过使肘关节的弯曲角变化,能改变臂部的惯性力矩,能控制步行运动的姿势。
- [0017] 穿戴设备可以被构成为能根据测定部的测定结果调节步行者的肩关节的角度。穿戴设备可以被构成为能根据测定部的测定结果限制步行者的肩关节的可动范围。
- [0018] 穿戴设备可以被构成为能与步行运动相协调地控制肘关节的弯曲角。穿戴设备可以被构成为能与步行运动相协调地控制肩关节的弯曲角。
- [0019] 测定部可以包含被装配于步行者的腰部或腹部的传感器。步行信息可以包括腰部或腹部的轨迹。
- [0020] 穿戴设备可以被调节使得轨迹变得左右对称。
- [0021] 此外,将以上构成要素任意组合、或者将本发明的表现形式在方法、装置等间变换后的实施方式,作为本发明的方案也是有效的。
- [0022] (发明效果)
- [0023] 通过本发明的一个方案,能实现安全性的改善、给步行者带来的痛苦的减少、运动能力的下降的抑制、以及学习效果中的至少一者。

附图说明

- [0024] 图1是表示实施方式的步行辅助装置的图。
- [0025] 图2是表示由测定部测定的、步行者的腰部的轨迹的图。
- [0026] 图3的(a)、(b)是表示穿戴设备的图。
- [0027] 图4的(a)、(b)是表示没有穿戴设备的拘束的状态、和仅对右肘用穿戴设备进行拘束的状态下各自腰部的摆动轨迹的图。
- [0028] 图5的(a)、(b)是表示没有穿戴设备的拘束的状态、和对两肘都用穿戴设备进行拘束的状态下各自腰部的摆动轨迹的图。
- [0029] 图6的(a)是表示实验对象的右膝关节被固定的样子的图;图6的(b)是表示通过穿戴设备固定右膝关节的样子的图。
- [0030] 图7的(a)~(c)是表示模拟的偏瘫步行运动被步行辅助装置改善的情况的图。

具体实施方式

- [0031] 以下基于优选实施方式,参照附图说明本发明。对各附图所示的相同或等价的构成要素、部件、处理标注相同的标号,并适当省略重复的说明。此外,实施方式仅是例示,并非限定发明,并非实施方式所描述的所有特征及其组合都是发明的本质内容。
- [0032] 图1是表示实施方式的步行辅助装置2的图。步行辅助装置2对步行者(实验对象)4的步行进行辅助。步行辅助装置2以高龄者或残疾人、伤病患者等不能随心地进行自由步行的步行者4为对象。
- [0033] 步行辅助装置2主要具备测定部10及穿戴设备20。测定部10测定步行者4的步行信息。测定部10例如可采用专利文献1所记载的步态评价系统。测定部10包括加速度传感器12及计算机(也称控制部)14。加速度传感器12被装配于步行者4的腰部或者腹部,输出表示步行者的左右方向(x轴)、铅直方向(y轴)、行进方向(前后方向、z轴)各自的加速度的数据S1。

计算机14对来自加速度传感器12的数据S1进行信号处理,生成表示步行信息的数据(以下称作步行信息数据)S2。在本实施方式中,步行信息数据S2是表示步行者4的三维的腰或者腹部的运动轨迹的数据。

[0034] 图2是表示由测定部10测定的步行者4的腰部的轨迹的图。图2的4a表示右腿的脚跟接地的状态,4b表示接下来左腿脚跟接地的状态,4c表示接下来右腿脚跟接地的状态。人类的步行动作可以理解为从右腿脚跟接地起至左腿脚跟接地的第1期间T1(4a~4b)、和从左腿脚跟接地起至右腿脚跟接地的第2期间T2(4b~4c)的反复。

[0035] 例如测定部10可以取得将图2所示的腰部的运动投影到XY平面上的轨迹(以下称作摆动轨迹)作为步行信息数据S2。或者,也可以取得XYZ空间上的轨迹作为步行信息数据S2,还可以取得包含时间轴的四维空间上的轨迹作为步行信息数据S2,还可以取得包含投影到XY平面上的坐标和时间轴的三维空间上的轨迹作为步行信息数据S2。

[0036] 回到图1。计算机14生成用于控制穿戴设备20的控制信息S3,使得步行者4的腰或者腹部的摆动轨迹趋近于理想的步行状态下的摆动轨迹(称作目标轨迹)。控制信息S3可包括穿戴设备20应作用于右臂部、左臂部的哪一者,应怎样作用,应怎样程度地作用,什么时候作用等信息。

[0037] 穿戴设备20被装配于步行者4的臂部6,根据测定部10的测定结果,对步行者4的臂部6进行作用。本发明人研究后发现,臂部运动与腿部运动密切关联,若对臂部运动进行作用,则并不仅仅是所作用的臂部运动,对步行运动整体都会有影响。因此,穿戴设备20只要被构成使得对步行信息、更具体来说对测定部10所测定的数据S1产生某种影响即可,关于给予臂部6的作用,并不特别限定。

[0038] 所谓臂部6,是指从肩部到指尖的部分,所谓“对臂部6进行作用”,具体来说包括对臂部的关节、即肩关节、肘关节、手腕部的关节、指关节的任一者或者任意组合进行作用。另外,所谓对关节进行作用,包括将该关节的弯曲角控制成预定值、将关节的可动范围限制到预定范围、对关节运动给予阻抗(负荷)等。

[0039] 在本实施方式中,穿戴设备20对步行者4的肘关节进行作用。图3的(a)、(b)是表示穿戴设备20的图。在本实施方式中,穿戴设备20对肘关节的弯曲角 θ 进行作用。

[0040] 例如穿戴设备20可以包括被固定于上臂部的第1部分22、被固定于前臂部的第2部分24、以及使第1部分22与第2部分24的距离L变化的调节部件26。调节部件26可以采用电动促动器来构成,进而还可以使得能基于计算机14所生成的控制信息S3,自动地控制弯曲角 θ 。

[0041] 或者,调节部件26也可以能通过手动来调节其长度L。此时,步行者4本身或者护理者可以基于计算机14所生成的控制信息S3,手动地改变弯曲角 θ 。

[0042] 需要说明的是,穿戴设备20的具体构成并不特别限定,只要能调节肘关节的角度 θ 即可。

[0043] 另外,穿戴设备20根据需要、具体来说基于计算机14所生成的控制信息S3,仅被装配于步行者4的右臂部、仅被装配于步行者4的左臂部、或者被装配于步行者4的两臂部。在被装配于两臂部的情况下,各肘关节的角度 θ_l 、 θ_r 可以是不同的。

[0044] 以上是实施方式的步行辅助装置2的构成。

[0045] 本发明人为验证步行辅助装置2的有效性,进行了以下实验。

[0046] 在实验中,以正常人为对象,分别针对没有穿戴设备20的拘束的状态、仅将右肘用穿戴设备20进行拘束的状态、将两肘都用穿戴设备20进行拘束的状态测定了腰部的摆动轨迹。

[0047] 图4的(a)、(b)分别是表示没有穿戴设备20的拘束的状态和仅将右肘用穿戴设备20进行拘束的状态下各自腰部的摆动轨迹的图。轨迹中所示的圆圈标记表示接地点时的腰部的坐标。

[0048] 将图4的(a)和(b)的轨迹进行比较可知,通过固定右肘的角度 θ_r ,左右方向的振幅变小了,且右侧最下点(右腿接地点)的高度变高,左右腿的运动发生了非对称性。

[0049] 图5的(a)、(b)分别是表示没有穿戴设备20的拘束的状态和将两肘用穿戴设备20拘束的状态下各自腰部的摆动轨迹的图。将图5的(a)和(b)的轨迹比较可知,通过分别固定两肘的弯曲角 θ_l 、 θ_r ,左右方向的振幅与图4的(b)的仅固定右肘时相比进一步变小了。

[0050] 可知通过像这样拘束肘部,进而根据拘束左右哪一个肘部,能对步行运动产生影响,能使腰部的轨迹变化。

[0051] 接下来,将正常人实验对象的右膝关节的角度固定,模拟偏瘫(单侧麻痹)步行,验证了步行辅助装置2的有效性。图6的(a)是表示实验对象的右膝关节被固定的样子的图;图6的(b)是表示通过穿戴设备20固定右膝关节的样子的图。肘关节的角度 θ 为约90度。

[0052] 图7的(a)~(c)是表示模拟的偏瘫步行运动被步行辅助装置2改善的情况的图。一般来说,希望摆动轨迹左右对称,因此穿戴设备20只要进行调节,使得轨迹左右对称即可。

[0053] 图7的(a)表示两肘无拘束的状态,图7的(b)表示右肘关节被拘束的状态,图7的(c)表示左肘关节被拘束的状态。

[0054] 如图7的(a)所示,在模拟偏瘫步行的状态下,腰部的摆动轨迹变得左右非对称。具体来说,左侧最上点的坐标比右侧最上点的坐标要高,左方向的振幅比右方向的振幅要大。另外,上下方向的振幅、左右方向的振幅都比图5的(a)所示的正常人的相应振幅要大。

[0055] 如图7的(b)所示,通过拘束与麻痹的腿同侧的右肘,与图7的(a)相比可知左侧最上点的坐标与右侧最上点的坐标的差减少了,腰的上下方向的摆动减少了。与此同时,左右方向的振幅也减少了,左右的摆动减少了。认为这是因为通过右肘的拘束,右臂部的惯性力矩变化,右臂部的振动数变大,与之相随地,右侧的步行节律的振动数上升,右腿的运动被促进,左右平衡得到了改善。

[0056] 与此相反,若如图7的(c)所示那样将与麻痹的腿相反侧的左肘拘束,则与图7的(a)相比可知,左侧最上点的坐标与右侧最上点的坐标的差进一步变大,腰的上下方向的摆动也增大了。与此同时,左右方向的振幅也变大,左右的摆动增大了。认为这是因为随着左肘的拘束,左臂部的惯性力矩变化,左臂部的振动数变大,与之相随地,左侧的步行节律的振动数上升,与原本因麻痹而步行节律振动数较小的右侧的差增大,左右的不平衡增大了。

[0057] 这样,得到了如下实验结果:通过实施方式的步行辅助装置2,能改善模拟再现了偏瘫的实验对象的步行。

[0058] 接下来说明对实际的高龄者或残疾人等的步行进行辅助时的步行辅助装置2的动作。

[0059] 通过测定部10观测步行状态、即轨迹。计算机14可以通过反馈来生成控制信息S3,控制穿戴设备20,使得所观测到的轨迹与目标轨迹相一致。或者,计算机14也可以预先学习

穿戴设备20的状态及其对轨迹的影响的关系,基于所观测到的轨迹,通过开放式信息模型(open loop)生成控制信息S3,控制穿戴设备20。

[0060] 由此,对实际的瘫痪患者或残疾人、高龄者,也能与针对模拟的瘫痪患者时一样地得到改善步行的效果。

[0061] 总之,以往的步行辅助技术是通过直接介入腿部运动来谋求改善步行的。与此不同,实施方式的步行辅助装置2并非通过介入腿部运动,而是能通过介入大脑关联的臂部运动,来从内部改善步行运动。由此,与直接介入腿部运动时相比,能实现安全性的改善、给步行者的痛苦的降低、运动能力下降的抑制、以及学习效果中的至少一者。

[0062] 此外,臂部的惯性力矩根据肘关节的角度 θ 而变化。因此,通过使肘关节的角度 θ 最优化,能更灵活地改变轨迹、使其趋近于目标轨迹。

[0063] 以上基于实施方式说明了本发明。本领域技术人员应立即该实施方式只是例示,其各构成要素和各处理过程的组合可以有各种各样的变形例,并且这样的变形例也包含在本发明的范围内。以下说明这样的变形例。

[0064] (变形例1)

[0065] 在实施方式中,在步行运动过程中穿戴设备20的状态是被固定的。与此不同,在变形例1中,穿戴设备20可以被构成为能与步行运动相协调地控制肘关节的弯曲角 θ 。由此,能与步行运动相协调地使惯性力矩、即臂部的挥动运动的振动数在1循环内动态地变化,从而能使步行者4的步行信息趋近于目标。

[0066] (变形例2)

[0067] 在实施方式中,说明了穿戴设备20控制肘关节的角度的情况,但本发明不限于此。在变形例2中,穿戴设备20也可以控制肘关节、肩关节、手腕部的关节、指关节的任一者或其任意组合。不仅是肘关节,其他关节的状态也能对步行运动产生影响。在该情况下,也可以使肘关节以外的关节与步行运动相协调地变化。

[0068] (变形例3)

[0069] 另外,可以除利用穿戴设备20对臂部运动进行介入外,还对步行者给予与步行运动相协调的听觉的、视觉的、触觉的节律刺激。由此,能更加有效地改善步行者4的步行运动。

[0070] (变形例4)

[0071] 在实施方式中,说明了为使测定部10所测定出的XY平面上的轨迹与目标轨迹相一致而控制测定部10的情况,但本发明不限于此。

[0072] 例如在步行运动的改善的初期阶段,可以仅着眼于X坐标(即横向的运动)、或者仅着眼于Y坐标(即纵向的运动),控制穿戴设备20,使得所测定的X坐标(或者Y坐标)的轨迹与其目标轨迹相一致。或者,可以着眼于轨迹的一部分(例如仅右半部分、仅左半部分、仅上侧、仅下侧、或者仅斜向的部分),控制穿戴设备20,使得所着眼的部分的轨迹与目标轨迹相一致。

[0073] 或者,可以仅着眼于Z坐标(前后方向),控制穿戴设备20,使得所测定的Z坐标的轨迹与其目标轨迹相一致。

[0074] 或者,也可以控制穿戴设备20,使得除XY平面上的轨迹外,还使得X方向的速度、Y方向的速度、或者两方与目标相一致。或者,还可以控制穿戴设备20,使得除XY平面上的轨

迹外,还使X方向的加速度、Y方向的加速度、或者其两者与目标相一致。

[0075] 在实施方式中,是着眼于XY平面上的轨迹的,但也可以控制穿戴设备20,使得XYZ空间中的三维的轨迹与其目标轨迹相一致。还可以控制穿戴设备20,使得包含时间轴在内的四维的轨迹与目标轨迹相一致。

[0076] (变形例5)

[0077] 在实施方式中,说明了用加速度传感器12测定步行信息的情况,但本发明不限于此。可以除加速度传感器12外,还利用陀螺仪传感器或速度传感器。或者可以为用于三维建模而通过标记与摄像机的组合来生成步行信息数据S2。或者也可以通过多个摄像机记录步行者4的步行运动,通过图像处理来生成步行信息数据S2。或者,可以通过在足底部装配压力传感器,或在地板上配置压力传感器,来测定(i)步行的节律、(ii)足底部的压力分布、荷重、荷重移动、(iii)步幅等,生成步行信息数据S2。

[0078] (变形例6)

[0079] 在实施方式中,是仅着眼于腰部的,但也可以测定其它部位、例如头部、下颚、颈部、肩、上臂部、肘、前臂部、大腿、膝、脚跟、脚踝的移动,取得步行信息数据S2。

[0080] (变形例7)

[0081] 在实施方式中,说明了改善高龄者或残疾人、伤病患者的步行运动的情况,但步行辅助装置2的用途不限于此。步行辅助装置2也可以以希望改善步行习惯的时装模特或一般人、运动员为对象,也能适用于正常人的步行习惯的矫正等。或者,步行辅助装置2还被期待用于伴有舞蹈等步行运动的传统艺术的传承。

[0082] 基于实施方式以具体的表达说明了本发明,但实施方式只是表示本发明的原理、应用,在不脱离权利要求书规定的本发明的思想的范围内,实施方式可以有多种变形例或配置的变更。

[0083] (标号说明)

[0084] 2…步行辅助装置、4…步行者、10…测定部、12…加速度传感器、14…计算机、20…穿戴设备、30…控制部。

[0085] (工业可利用性)

[0086] 本发明能利用于与人类的步行运动相关联的技术。

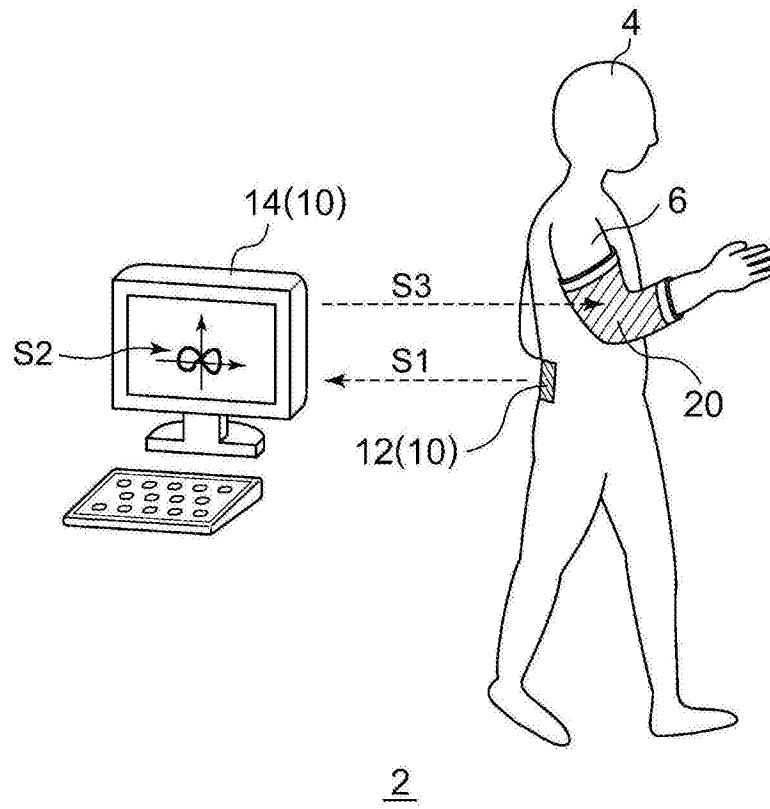
2

图1

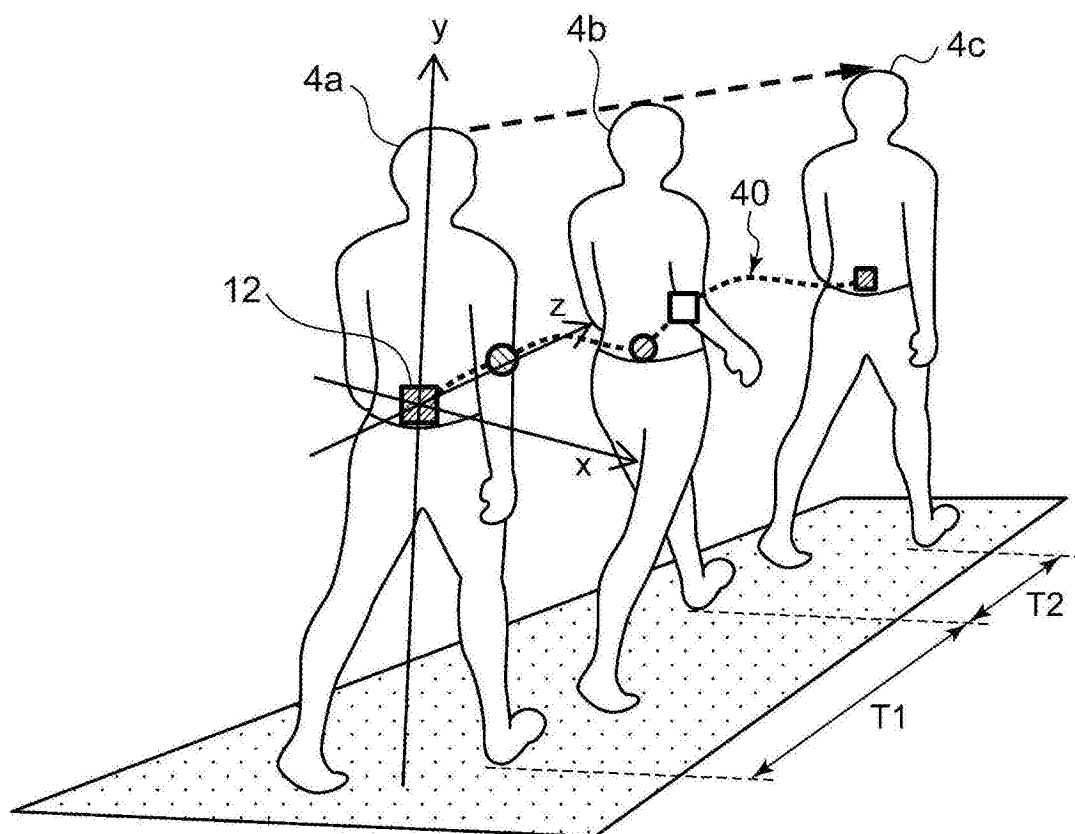


图2

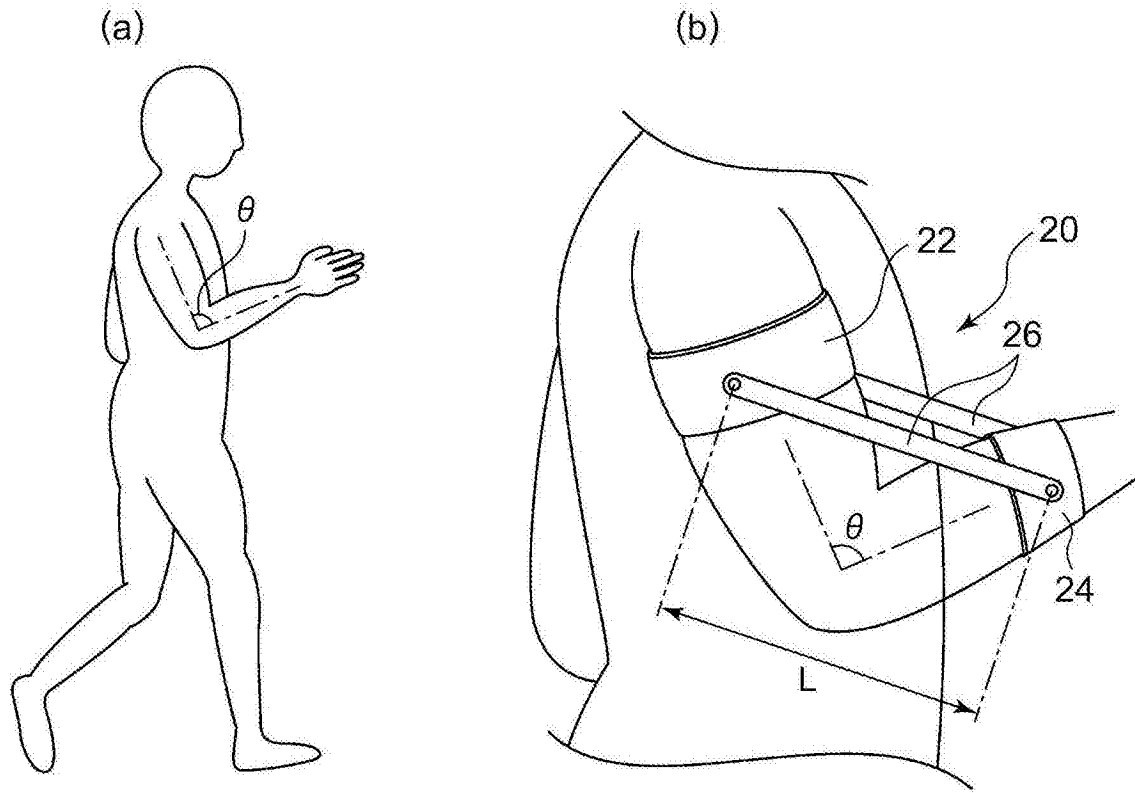


图3

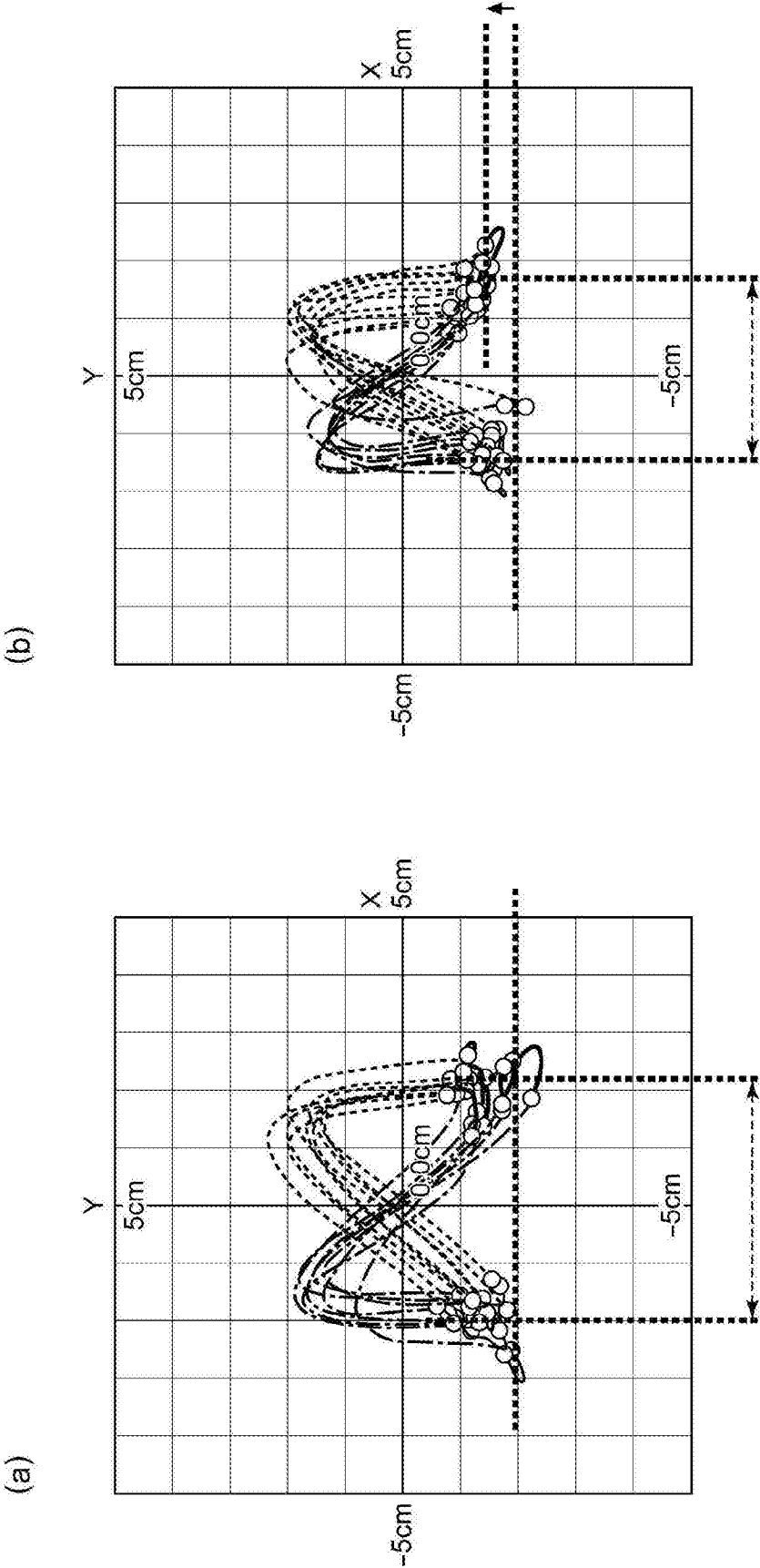


图4

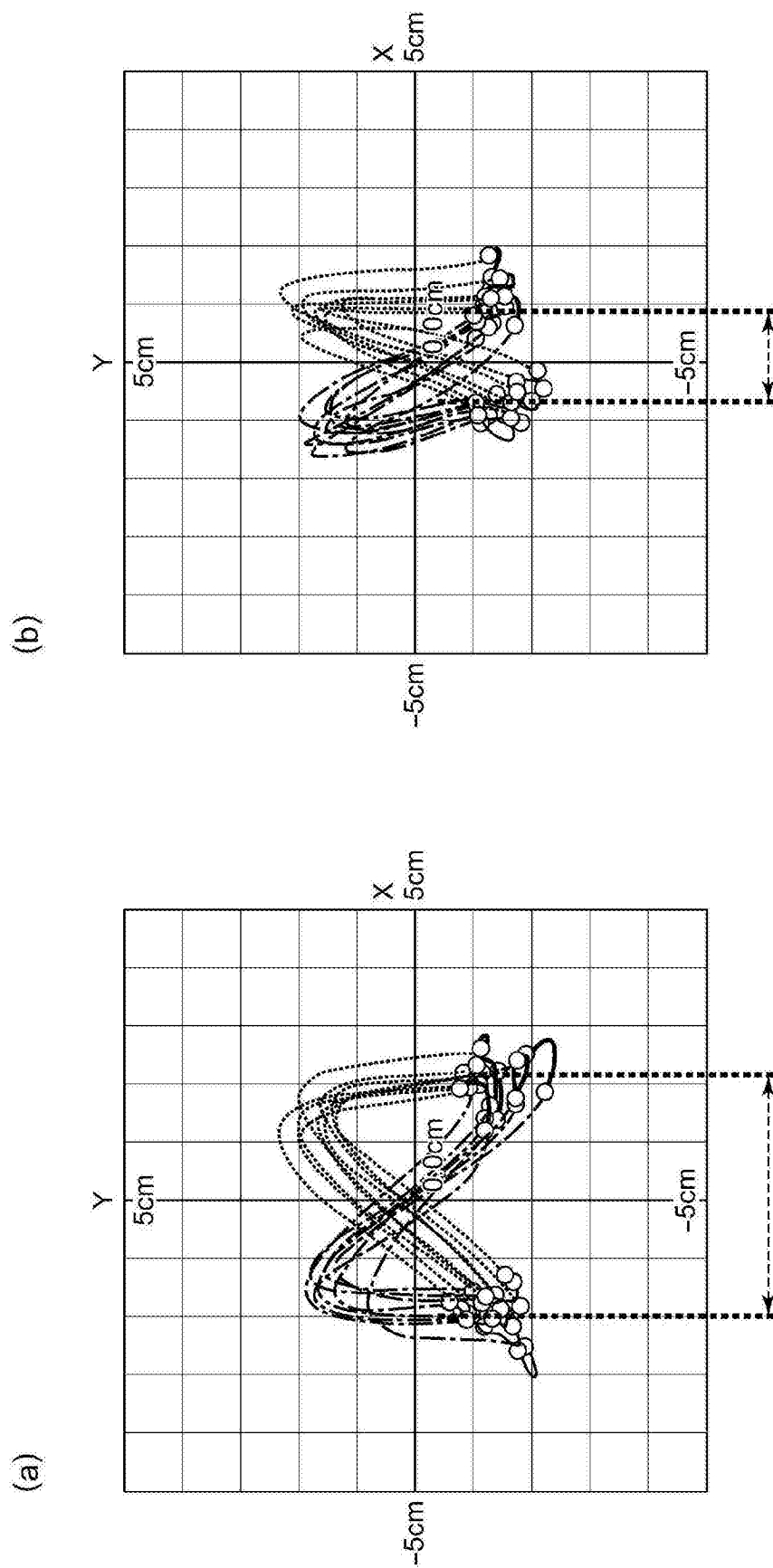


图5



图6

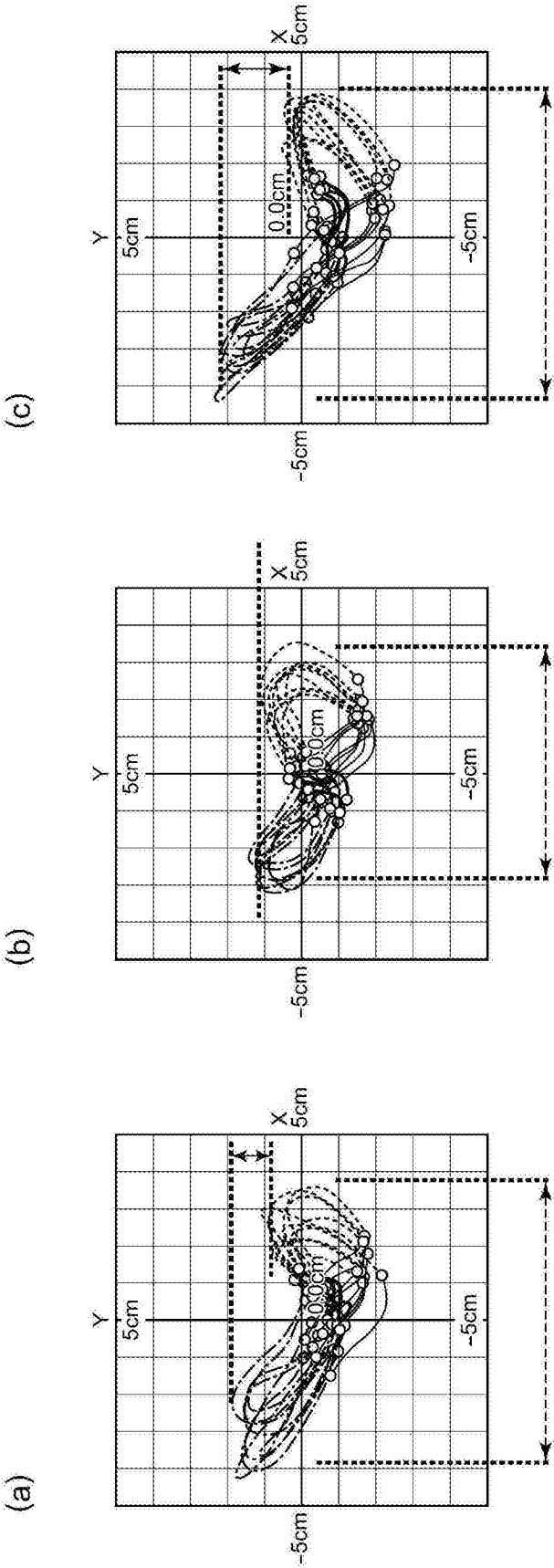


图7