

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580047290.4

[51] Int. Cl.

A61H 3/00 (2006.01)

G05B 13/02 (2006.01)

A61F 2/72 (2006.01)

[43] 公开日 2008 年 1 月 23 日

[11] 公开号 CN 101111211A

[22] 申请日 2005.11.22

[21] 申请号 200580047290.4

[30] 优先权

[32] 2005.1.26 [33] JP [31] 018295/2005

[86] 国际申请 PCT/JP2005/021472 2005.11.22

[87] 国际公布 WO2006/080134 日 2006.8.3

[85] 进入国家阶段日期 2007.7.26

[71] 申请人 山海嘉之

地址 日本茨城县

[72] 发明人 山海嘉之

[74] 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事务所
代理人 刘新宇

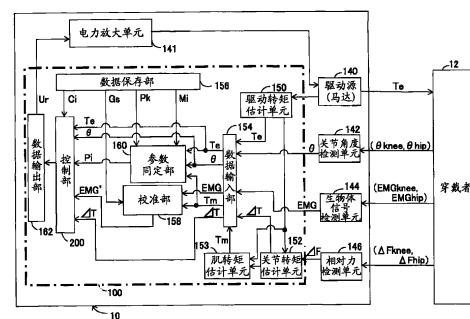
权利要求书 3 页 说明书 31 页 附图 21 页

[54] 发明名称

穿戴式动作辅助装置以及控制用程序

[57] 摘要

动作辅助装置具备：生物体信号检测单元，其检测来自穿戴者的生物体信号；动作辅助穿戴工具，其具有向穿戴者赋予使该穿戴者的各关节作为旋转轴而起作用的转矩的驱动源；控制单元，其控制驱动源使其产生与由生物体信号检测单元检测的生物体信号相应的转矩；驱动转矩估计单元，其估计驱动源产生的驱动转矩；关节角度检测单元，其检测关节的角度移；参数同定单元，其通过将由驱动转矩估计单元估计的驱动转矩以及由关节角度检测单元检测出的角度移代入包括穿戴者固有的动力学参数而构成的系统整体的运动方程式来同定该动力学参数，其中控制单元根据代入了由参数同定单元同定的动力学参数的运动方程式，按照规定的控制方法控制驱动源。



1. 一种穿戴式动作辅助装置，具有：

生物体信号检测单元，其检测来自穿戴者的生物体信号；

动作辅助穿戴工具，其具有向穿戴者赋予使该穿戴者的各关节作为旋转轴而起作用的转矩的驱动源；以及

控制单元，其控制上述驱动源使得产生与由上述生物体信号检测单元检测出的生物体信号相应的转矩，

该穿戴式动作辅助装置的特征在于，具备：

驱动转矩估计单元，其估计上述驱动源产生的驱动转矩；

关节角度检测单元，其检测上述关节的角度位移；以及

参数同定单元，其将由上述驱动转矩估计单元估计的驱动转矩以及由上述关节角度检测单元检测出的角度位移代入包括穿戴者固有的动力学参数而构成的系统整体的运动方程式，由此同定该动力学参数，

上述控制单元根据代入了由上述参数同定单元同定的动力学参数的上述运动方程式，按照规定的控制方法控制上述驱动源。

2. 一种穿戴式动作辅助装置，具有：

生物体信号检测单元，其检测来自穿戴者的生物体信号；

动作辅助穿戴工具，其具有向该穿戴者赋予使穿戴者的关节作为旋转轴而起作用的转矩的驱动源；以及

控制单元，其控制上述驱动源使得产生与由上述生物体信号检测单元检测出的生物体信号相应的转矩，

该穿戴式动作辅助装置的特征在于，具备：

驱动转矩估计单元，其估计上述驱动源产生的驱动转矩；

关节角度检测单元，其检测上述关节的角度位移；

关节转矩估计单元，其估计合成了上述驱动源产生的驱动转矩和基于穿戴者肌力的肌转矩的关节转矩；

肌转矩估计单元，其根据由上述驱动转矩估计单元估计的驱

动转矩和由上述关节转矩估计单元估计的关节转矩之间的关系，
估计穿戴者产生的肌转矩或者肌力；

参数同定单元，其将由上述驱动转矩估计单元估计的驱动转矩、由上述关节角度检测单元检测出的角度移以及由上述肌转矩估计单元估计的肌转矩代入包括穿戴者固有的动力学参数而构成的系统整体的运动方程式，由此同定该动力学参数，

上述控制单元根据代入了由上述参数同定单元同定的动力学参数的上述运动方程式，按照规定的控制方法控制上述驱动源。

3. 根据权利要求2所述的穿戴式动作辅助装置，其特征在于，

还具备校准单元，该校准单元为了使由上述生物体信号检测单元检测出的生物体信号和由上述肌转矩估计单元估计的肌转矩或者肌力之间的对应关系成为预先设定的关系，调整两者间的增益。

4. 根据权利要求1或者2所述的穿戴式动作辅助装置，其特征在于，

上述生物体信号检测单元以贴附在穿戴者皮肤上的状态被使用，将该穿戴者的肌电位作为上述生物体信号进行检测。

5. 根据权利要求1或者2所述的穿戴式动作辅助装置，其特征在于，

上述动作辅助穿戴工具具有：

腰带；

右腿辅助部，其设置在该腰带的右侧部的下方；以及

左腿辅助部，其设置在上述腰带的左侧部的下方，

上述右腿辅助部以及左腿辅助部具有：

第1框，其向下方延伸以支撑上述腰带；

第2框，其延伸到该第1框的下方；

第3框，其延伸到该第2框的下方；

第4框，其设置在该第3框的下端，载置了穿戴者的脚底；

第1关节，其介于上述第1框的下端和上述第2框的上端之间；

以及

第2关节，其介于上述第2框的下端和上述第3框的上端之间。

6. 根据权利要求5所述的穿戴式动作辅助装置，其特征在于，
上述第1关节具有：第1驱动源，其设置在与穿戴者的髋关节一致的高度位置上，并且传递驱动力以使上述第2框转动；以及第1关节角度检测单元，其检测穿戴者的髋关节的角位移，

上述第2关节具有：第2驱动源，其设置在与穿戴者膝关节一致的高度位置上，并且传递驱动力以使上述第3框转动；第2关节角度检测单元，其检测穿戴者的膝关节的角位移。

7. 根据权利要求1或者2所述的穿戴式动作辅助装置，其特征在于，

上述控制单元遵从进行使用了由参数同定单元同定的动力学参数的重力补偿以及惯性补偿之中的至少任一个补偿的控制方法。

8. 根据权利要求1或者2所述的穿戴式动作辅助装置，其特征在于，

上述控制单元遵从使用了由参数同定单元同定的动力学参数的阻抗控制方法。

9. 一种控制用程序，其特征在于，

使上述权利要求7所述的控制方法在作为上述控制单元的计算机中执行。

10. 一种控制用程序，其特征在于，

使上述权利要求8所述的控制方法在作为上述控制单元的计算机中执行。

穿戴式动作辅助装置以及控制用程序

技术领域

本发明涉及一种穿戴式动作辅助装置，特别是涉及一种辅助或者代行穿戴者动作的穿戴式动作辅助装置以及控制用程序的改进。

背景技术

即便是健康者能够简单进行的动作，大多情况下对于失去肌力的身体障碍者或肌力衰弱的高龄者而言也是非常困难的。因此，目前为了辅助或者代行这些人的动作，进行着各种动力助推装置的开发。

作为这些动力助推装置，例如有使用者(以下称为“穿戴者”)所穿戴的穿戴式动作辅助装置(以下简单称为“动作辅助装置”)。作为这种动作辅助装置，正在开发具备如下单元的装置：肌电位传感器(生物体信号检测单元)，其检测伴随穿戴者肌活动的肌电位信号；关节角度检测单元，其检测穿戴者各关节的角度移；向穿戴者赋予作为助推力的转矩的驱动马达等的驱动源；以及控制单元，其控制该驱动源(例如非专利文献1)。

在该动作辅助装置中，控制单元根据肌电位传感器的检测结果和关节角度检测单元的检测结果来适当控制驱动马达，由此能够将与穿戴者的意思相应且适合当前动作的转矩赋予该穿戴者，正在期待着该实现。

非专利文献1：Takao Nakai, Suwoong Lee, Hiroaki Kawamoto and Yoshiyuki Sankai, “Development of Power Assistive Leg for Walking Aid using EMG and Linux,” Second Asian Symposium on Industrial Automation and Robotics, BITECH, Bangkok, Thailand,

May 17-18, 2001

发明内容

发明要解决的问题

另外，在上述动力辅助装置中，当最初使该穿戴者穿戴并进行初始设定时，尽管动力辅助装置自身的动力学参数、例如重量、惯性力矩以及粘性系数是已知的值，但由于个体差等的变动要因而导致穿戴者的动力学参数是未知的值，因此根据初始设定时的动力学参数产生作为助推力的转矩，有可能由于穿戴者的不同而无法得到充分的效果。

另外，在利用进行身体障碍者的功能恢复训练、肌力衰弱的人的步行训练等的设施等对多个穿戴者轮流穿戴1台动力辅助装置的情况下，例如有时控制系统设定时设想的穿戴者体格和实际穿戴的各穿戴者体格大不相同。在这种情况下，穿戴者的动力学参数的设定值和实际值不匹配，有可能使原本应该合适的助推力由于穿戴者的不同而变得过小或者过剩。

认为如果对每个穿戴者准备专用的动力辅助装置，则能够容易解决这种问题。然而，不施加解剖等物理损伤而同定穿戴者动力学参数是极为困难的，并且即使是同一穿戴者，动力学参数也有可能由于身体条件、穿衣等变动要因而变动，因此不得不说不妥当。因而，在上述动力辅助装置中具有如下问题：即使运用各种控制方法，并将与穿戴者的意思相应且适合当前动作的转矩赋予该穿戴者，也产生无法得到充分效果的情况。

因此，本发明鉴于上述实情，其课题是提供不依赖于穿戴者的个体差、身体条件等变动要因而能够发挥与控制方法相应的效果的穿戴式动作辅助装置以及控制用程序。

用于解决问题的方案

为了解决上述问题，本发明具有如下单元。

上述权利要求1的发明具有：生物体信号检测单元，其检测来自穿戴者的生物体信号；动作辅助穿戴工具，其具有向穿戴者赋予使该穿戴者的各关节作为旋转轴而起作用的转矩的驱动源；以及控制单元，其控制上述驱动源使得产生与由上述生物体信号检测单元检测出的生物体信号相应的转矩，该穿戴式动作辅助装置的特征在于，具备：驱动转矩估计单元，其估计上述驱动源产生的驱动转矩；关节角度检测单元，其检测上述关节的角度位移；以及参数同定单元，其将由上述驱动转矩估计单元估计的驱动转矩以及由上述关节角度检测单元检测出的角度位移代入包括穿戴者固有的动力学参数而构成的系统整体的运动方程式，由此同定该动力学参数，其中，上述控制单元根据代入了由上述参数同定单元同定的动力学参数的上述运动方程式，按照规定的控制方法控制上述驱动源。

权利要求2的发明具有：生物体信号检测单元，其检测来自穿戴者的生物体信号；动作辅助穿戴工具，其具有向该穿戴者赋予使穿戴者的关节作为旋转轴而起作用的转矩的驱动源；以及控制单元，其控制上述驱动源使得产生与由上述生物体信号检测单元检测出的生物体信号相应的转矩，该穿戴式动作辅助装置的特征在于，具备：驱动转矩估计单元，其估计上述驱动源产生的驱动转矩；关节角度检测单元，其检测上述关节的角度位移；关节转矩估计单元，其估计将上述驱动源产生的驱动转矩和基于穿戴者肌力的肌转矩合成的关节转矩；肌转矩估计单元，其根据由上述驱动转矩估计单元估计的驱动转矩和由上述关节转矩估计单元估计的关节转矩之间的关系，估计穿戴者产生的肌转矩或者肌力；参数同定单元，其将由上述驱动转矩估计单元估计的驱动转矩、由上述关节角度检测单元检测出的角度位移以及由上述肌转矩估计单

元估计的肌转矩代入包括穿戴者固有的动力学参数而构成的系统整体的运动方程式，由此同定该动力学参数，其中，上述控制单元根据代入了由上述参数同定单元同定的动力学参数的上述运动方程式，按照规定的控制方法控制上述驱动源。

权利要求3的发明的特征在于，还具备校准单元，该校准单元为了使由上述生物体信号检测单元检测出的生物体信号和由上述肌转矩估计单元估计的肌转矩或者肌力之间的对应关系成为预先设定的关系，调整两者间的增益。

权利要求4的发明的特征在于，上述生物体信号检测单元以贴附在穿戴者皮肤上的状态被使用，将该穿戴者的肌电位作为上述生物体信号进行检测。

权利要求5的发明的特征在于，上述动作辅助穿戴工具具有：腰带；右腿辅助部，其设置在该腰带的右侧部的下方；以及左腿辅助部，其设置在上述腰带的左侧部的下方，上述右腿辅助部以及左腿辅助部具有：第1框，其向下方延伸以支撑上述腰带；第2框，其延伸到该第1框的下方；第3框，其延伸到该第2框的下方；第4框，其设置在该第3框的下端，载置了穿戴者的脚底；第1关节，其介于上述第1框的下端和上述第2框的上端之间；以及第2关节，其介于上述第2框的下端和上述第3框的上端之间。

权利要求6的发明的特征在于，上述第1关节具有：第1驱动源，其设置在与穿戴者的髋关节一致的高度位置上，并且传递驱动力以使上述第2框转动；以及第1关节角度检测单元，其检测穿戴者的髋关节的角度移，上述第2关节具有：第2驱动源，其设置在与穿戴者膝关节一致的高度位置上，并且传递驱动力以使上述第3框转动；第2关节角度检测单元，其检测穿戴者的膝关节的角度移。

权利要求7的发明的特征在于，上述控制单元遵从进行使用了由参数同定单元同定的动力学参数的重力补偿以及惯性补偿之中

的至少任一个补偿的控制方法。

权利要求8的发明的特征在于，上述控制单元遵从使用了由参数同定单元同定的动力学参数的阻抗控制方法。

权利要求9的发明的特征在于，使上述权利要求7所述的控制方法在作为上述控制单元的计算机中执行。

权利要求10的发明的特征在于，使上述权利要求8所述的控制方法在作为上述控制单元的计算机中执行。

发明的效果

根据本发明，在穿戴者穿戴的状态下由参数同定单元同定该穿戴者固有的动力学参数，可由控制单元根据代入了该同定的动力学参数的运动方程式来控制驱动源，因此不依赖于穿戴者个体差、身体条件等变动要因，而能够发挥与上述控制单元所使用的控制方法相应的效果。

另外，根据本发明，能够由控制单元根据代入了由肌转矩估计单元估计的肌转矩或者肌力的运动方程式来控制驱动源，因此在从穿戴者产生肌力的状态下也能够同定动力学参数，穿戴者不需要用于同定上述动力学参数的等待时间就能够发挥上述效果。

另外，根据本发明，还具备校准单元，该校准单元为了使由生物体信号检测单元检测出的生物体信号和由肌转矩估计单元检测出的肌转矩或者肌力之间的对应关系成为预先设定的关系，调整两者间的增益，因此，能够事先防止在来自上述生物体信号检测单元的检测结果中产生灵敏度不佳、灵敏度过剩的情形。其结果，能够防止穿戴者的动力学参数的同定精确度降低的情形，并且还能够防止驱动源所产生的助推力变得过小或者过大的情形。

另外，根据本发明，具备控制单元，该控制单元进行使用了由参数同定单元同定的动力学参数的重力补偿以及惯性补偿之中的至少一个补偿，因此，能够抑制动作辅助装置本身的重量成为

穿戴者负担的情形、在动作时动作辅助装置本身的惯性给穿戴者带来不适感的情形。

另外，根据本发明，具备遵从使用了由参数同定单元同定的动力学参数的阻抗控制方法的控制单元，因此能够起到例如减小出现的惯性、粘性等来实现轻快的动作的阻抗控制特有的效果。

附图说明

图1是表示与本发明有关的穿戴式动作辅助装置的一个实施例的控制系统的框图。

图2是从前侧观察穿戴本发明的穿戴式动作辅助装置的一个实施例的状态的立体图。

图3是从后侧观察穿戴了本发明的穿戴式动作辅助装置的一个实施例的状态的立体图。

图4是动作辅助穿戴工具18的左侧视图。

图5是动作辅助穿戴工具18的背面图。

图6是用于说明控制装置100执行的控制处理的过程的流程图。

图7A是表示数学模型各要素的图，是从侧面观察穿戴了动作辅助穿戴工具18的穿戴者12的腿的侧视图。

图7B是表示数学模型各要素的图，是对应于穿戴者12的腿而示意性地表示各要素的图。

图8A是表示驱动源140的助推力和穿戴者12的肌力之间的作用的图，是表示驱动源140的驱动转矩(T_e)和穿戴者12的肌转矩(T_m)之间的合力作为关节力矩(ΔT)而作用的情况的系统图。

图8B是表示驱动源140的助推力和穿戴者12的肌力之间的作用的图，是示意性地表示以膝关节为中心使腿向上方(或者前方)转动时作用的各转矩的图。

图9A是表示穿戴者12穿戴动作辅助穿戴工具18时所执行的参数校正处理的图，是表示在参数同定部160中进行的参数同定处理过程的流程图。

图9B是表示穿戴者12穿戴动作辅助穿戴工具18时所执行的参数校正处理的图，是表示在关节转矩估计单元152中进行的估计关节转矩的转矩估计处理的过程的流程图。

图10A是以包括进行参数同定处理时的未知参数(Pu)的动力学参数的过渡应答的实验数据来表示惯性力矩的收敛图案的图。

图10B是以包括进行参数同定处理时的未知参数(Pu)的动力学参数的过渡应答的实验数据来表示重力力矩的收敛图案的图。

图10C是以包括进行参数同定处理时的未知参数(Pu)的动力学参数的过渡应答的实验数据来表示粘性系数的收敛图案的图。

图11是表示对作为穿戴者12的被检者A、B、C的每一个在同一条件下进行同定实验时的实验结果的图表。

图12A是以表示本实施例的参数同定处理的同定精确度的一例的实验数据来表示伴随步行动作的髋关节惯性力矩的同定精确度的图。

图12B是以表示本实施例的参数同定处理的同定精确度的一例的实验数据来表示伴随步行动作的膝关节惯性力矩的同定精确度的图。

图13是表示在校准部158中进行的校准过程的流程图。

图14A是表示无控制(不助推)的膝关节角度变化的图。

图14B是表示无控制(不助推)的肌电位变化的图。

图14C是表示无控制(不助推)的失真仪表输出变化的图。

图15A是表示PD控制的助推器的膝关节角度变化的图。

图15B是表示PD控制的助推器的肌电位变化的图。

图15C是表示PD控制的助推器的失真仪表输出变化的图。

图16A是表示PD控制+混合阻抗控制的助推器的膝关节角度变化的图。

图16B是表示PD控制+混合阻抗控制的助推器的肌电位变化的图。

图16C是表示PD控制+混合阻抗控制的助推器的失真仪表输出变化的图。

附图标记说明

10：动作辅助装置； 12：穿戴者； 20：右腿驱动马达； 22：左腿驱动马达； 24：右膝驱动马达； 26：左膝驱动马达； 30：腰带； 32、34：电池； 36：控制背包； 38a、38b、40a、40b、42a、42b、44a、44b：肌电位传感器； 45、46：力传感器； 50a、50b、52a、52b：反作用力传感器； 54：右腿辅助部； 55：左腿辅助部； 56：第1框； 58：第2框； 60：第3框； 62：第4框； 64：第1关节； 66：第2关节； 70、72、74、76：角度传感器； 78：第1缔结带； 80：第2缔结带； 84：脚踵支撑部； 100：控制装置； 140：驱动源； 142：关节角度检测单元； 144：生物体信号检测单元； 146：相对力检测单元； 150：驱动转矩估计单元； 152：关节转矩确定单元； 153：肌转矩估计单元； 154：数据输入部； 156：数据保存部； 158：校准部； 160：参数同定部； 162：数据输出部； 200：控制部。

具体实施方式

下面参照附图说明本发明的一个实施例。

实施例

图1是表示与本发明有关的穿戴式动作辅助装置的一个实施例中应用的控制系系统的框图。

如图1所示，动作辅助装置10具备：驱动源140，其向穿戴者12赋予助推力；关节角度检测单元142，其检测穿戴者12的各关节

的角度移 θ ；生物体信号检测单元144，其检测与穿戴者12产生的肌力相应的肌电位(生物体信号)；以及相对力检测单元146，其检测作用于动作辅助装置10的相对力(ΔF)。这里所说的助推力是产生使动作辅助穿戴工具18(参照图2、图3)中的各关节(相当于穿戴者12的膝关节以及髋关节的各个)作为转动轴而起作用的转矩的力，也可以说是助推转矩。另外，相对力检测单元146检测对动作辅助穿戴工具18的框作用的力、即利用驱动源140产生的力和穿戴者12的肌力之间关系相对决定的力。

另外，动作辅助装置10具备通过电力放大单元141驱动控制驱动源140的控制装置100。控制装置100具备：驱动转矩估计单元150、关节转矩估计单元152、肌转矩估计单元153、数据输入部154、数据保存部156、校准部158、参数同定部(参数同定单元)160、控制部200以及数据输出部162。

驱动转矩估计单元150估计驱动源140产生的驱动转矩 T_e ，例如能够应用如下单元：检测提供给驱动源140的电流值，通过将该电流值与驱动源140所固有的转矩常数相乘来进行驱动转矩(T_e)的估计。关节转矩估计单元152估计与由相对力检测单元146检测出的相对力(ΔF)相应的、穿戴者12的各关节转动的关节转矩(ΔT)。肌转矩估计单元153根据由驱动转矩估计单元150估计的驱动转矩(T_e)和由关节转矩估计单元152估计的关节转矩(ΔT)，估计穿戴者12的肌力的肌转矩(ΔT_m)(参照图8A)。

数据输入部154是来自动作辅助装置10中的各种检测单元的检测数据、来自各种估计单元的估计数据的输入接口。在数据保存部156中保存有进行控制装置100中的各种运算处理时所需的数据。校准部158读取来自数据输入部154的肌电位(EMG)及肌力估计值(F')、和来自数据保存部156的规定的设定增益(G_s)，为使肌电位(EMG)以及肌力估计值(F')的对应关系变成设定增益(G_s)而能够

调整两者间的增益。

参数同定部160使用从数据保存部156读取的后述的运动方程式数据(M_i)以及已知参数(P_k)，在运算环境上构成成为对象的运动方程式，并且构成为在该运动方程式中能够代入来自数据输入部154的驱动转矩估计值(T_e)、关节转矩估计值(ΔT)以及关节角度 θ 。另外，参数同定部160的详细情况在后面叙述，通过在成为对象的运动方程式中代入来自数据输入部154的数据，能够在该运动方程式中同定成为未定的动力学参数。

控制部200能够读入来自数据保存部156的后述的控制方法数据(C_i)、来自数据输入部154的驱动转矩估计值(T_e)、关节转矩估计值(ΔT)以及关节角度 θ 以及来自参数同定部160的同定参数(P_i)以及来自校准部158的进行了校正的肌电位(EMG')。另外，控制部200的详细情况在后面叙述，使用控制方法数据(C_i)在运算环境上构成规定的控制单元，通过使该控制单元反映驱动转矩估计值(T_e)、关节转矩估计值(ΔT)、关节角度 θ 、同定参数(P_i)以及肌电位(EMG')，能够送出用于驱动控制驱动源140的控制信号 U_r 。

数据输出部162是用于将来自控制部200的控制信号 U_r 送出到电力放大单元141的输出接口。电力放大单元141响应于来自数据输出部162的控制信号 U_r ，对驱动源140进行驱动。

此外，作为上述的校准部158、参数同定部160以及控制部200，能够应用中央运算处理装置(CPU)上构成的单元，如果集中到一个CPU上，则最好实现小型化/部件数减轻。

图2是从前侧观察穿戴了与本发明有关的穿戴式动作辅助装置的一个实施例的状态的立体图。图3是从后侧观察穿戴了与本发明有关的穿戴式动作辅助装置的一个实施例的状态的立体图。

如图2以及图3所示，动作辅助装置10例如是辅助(助推)由于骨骼肌的肌力低下而使步行不自由的下肢运动功能障碍者、或者如

进行步行运动恢复的患者等那样自力步行困难的人的步行动作的装置。该动作辅助装置10检测由来自脑的信号产生肌力时所生成的生物体信号(表面肌电位)，根据该检测信号赋予来自驱动源140(在本实施例中使用电动式的驱动马达)的助推力。

因而，动作辅助装置10与构成为根据预先输入的数据对机械手进行计算机控制的所谓重放型机器人完全不同，也被称为自动套装或者动力套装等。

穿戴了动作辅助装置10的穿戴者12当以自己的意思进行动作时，从动作辅助装置10赋予与此时产生的生物体信号相应的助推力，能够利用该助推力和自身肌力的合力来步行。例如，如果使助推力占该合力的一半，则穿戴者12能够以所需肌力的一半进行动作。

接着，更详细地说明动作辅助装置10的结构的一例。

如图2以及图3所示，在动作辅助装置10中，在穿戴者12所穿戴的动作辅助穿戴工具18上设置有驱动源140，更详细地说，分别设置有位于穿戴者12的右侧髋关节的右腿驱动马达20、位于左侧髋关节的左腿驱动马达22、位于右膝关节的右膝驱动马达24以及位于左膝关节的左膝驱动马达26。

这些驱动马达20、22、24、26相当于上述驱动源140，更详细地说，是根据来自控制装置100的指令信号来控制驱动转矩的伺服马达，内置有以规定的减速比使马达旋转减速的减速机构(未图示)。

另外，在穿戴在穿戴者12的腰上的腰带30中，安装有作为用于驱动驱动马达20、22、24、26的电源而发挥功能的电池32、34。电池32、34是充电式电池，不妨碍穿戴者12的步行动作地左右分散配置。

另外，在穿戴在穿戴者12背部的控制背包36中，收纳有电力

放大单元141、控制装置100、电源电路(未图示)等仪器。此外，控制背包36的下部被腰带30支撑，安装成使控制背包36的重量不成为穿戴者12的负担。

另外，在动作辅助装置10中设置有：检测伴随穿戴者12的右腿运动的肌电位(EMG_{hip})的肌电位传感器38a、38b、检测伴随穿戴者12的左腿运动的肌电位(EMG_{hip})的肌电位传感器40a、40b、检测伴随右膝运动的肌电位(EMG_{knee})的肌电位传感器42a、42b、以及检测伴随左膝运动的肌电位(EMG_{knee})的肌电位传感器44a、44b。这些各肌电位传感器38a、38b、40a、40b、42a、42b、44a、44b相当于上述生物体信号检测单元144，更详细地说，是测定使骨骼肌产生肌力时的表面肌电位的检测单元，具有检测骨骼肌中产生的微弱电位的电极(未图示)。此外，在本实施例中，将各肌电位传感器38a、38b、40a、40b、42a、42b、44a、44b安装成利用覆盖电极周围的粘接封条贴装在穿戴者12的皮肤表面上。

在此，简要说明设置了这些各肌电位传感器的动作辅助装置10能够赋予穿戴者12随意选择的助推力的理论。

在人体中，由来自人脑的指令在形成骨骼肌的肌肉表面放出神经键传递物质的乙酰胆碱的结果，肌纤维膜的离子透过性发生变化从而产生活动电位(EMG: Electro MyoGram Myoelectricity)。而且，由于活动电位而产生肌纤维的收缩，产生肌力。因此，通过检测骨骼肌的肌电位，能够推测步行动作时产生的肌力，能够从基于该推测的肌力的假想转矩中求出步行动作所需的助推力。

另外，当由血液提供称为肌纤蛋白和肌浆球蛋白的蛋白质时肌肉进行伸缩，但是发出肌力是在收缩时。因此，在两个骨头连结为相互可转动的状态的关节中，产生弯曲关节的方向的力的弯曲肌和产生伸开关节的方向的力的伸肌装架在两个骨之间。而且，在人体中从腰向下有多个用于移动腿的肌肉，有向前摆腿的肠腰

肌、将腿放下的臀大肌(大殿筋)、用于伸开膝盖的大腿四头肌、以及弯曲膝盖的大腿二头肌等。

上述肌电位传感器38a、40a贴装在穿戴者12的腿根部分前侧，由此能够检测肠腰肌的表面肌电位，能够测定与向前伸腿时的肌力相应的肌电位。肌电位传感器38b、40b贴装在穿戴者12的臀部，由此能够检测臀大肌的表面肌电位，例如能够测定与向后踢的力、上阶梯时的肌力相应的肌电位。肌电位传感器42a、44a贴装在穿戴者12的膝上前侧，由此能够检测大腿四头肌的表面肌电位，能够测定与膝盖以下向前伸出的肌力相应的肌电位。肌电位传感器42b、44b贴装在穿戴者12的膝上后侧上，由此能够检测大腿二头肌的表面肌电位，能够测定与膝盖以下向后返回的肌力相应的肌电位。

根据这样配设了肌电位传感器38a、38b、40a、40b、42a、42b、44a、44的动作辅助装置10，能够检测与肠腰肌、臀大肌、大腿四头肌以及大腿二头肌的活动相应的肌电位，通过以与该肌电位相应的驱动电流来驱动驱动马达20、22、24、26，能够赋予穿戴者12随意选择的助推力。

另外，在动作辅助装置10中设置有：在动作辅助穿戴工具18中检测作用于穿戴者12的髋关节转动的转矩的力传感器45、以及检测作用于穿戴者12的膝关节转动的转矩的力传感器46(它们相当于上述相对力检测单元146)。力传感器45、46例如由检测与施加的力相应的失真、并输出与产生的失真大小成比例的电信号的失真仪表构成，分别设置在动作辅助穿戴工具18的右腿部以及左腿部。更详细地说，力传感器45设置在由与穿戴者12的腿部对应的第2框58检测由驱动马达20、22的驱动转矩产生弯曲的部位的失真的位置上。另外，力传感器46设置在与穿戴者12的胫部对应的第3框60中检测通过驱动马达24、26的驱动转矩而产生弯曲的部位

的失真的位置上。

另外，在动作辅助装置10中，为了平滑地进行步行动作等的重心移动，需要检测脚底所涉及的负载，在本实施例中在穿戴者12的左右脚底设置有反作用力传感器50a、50b、52a、52b(图2以及图3中利用虚线表示)。

反作用力传感器50a检测对右脚前侧负载的反作用力，反作用力传感器50b检测对右脚后侧负载的反作用力。反作用力传感器52a检测对左脚前侧负载的反作用力，反作用力传感器52b检测对左脚后侧负载的反作用力。各反作用力传感器50a、50b、52a、52b例如由输出与施加的负载相应的电压的压电元件等构成，能够分别检测伴随体重移动的负载变化、以及穿戴者12的脚和地面的有无接地。

接着，同时参照图4以及图5说明动作辅助穿戴工具18的结构。

图4是动作辅助穿戴工具18的左侧视图。图5是动作辅助穿戴工具18的背面图。

如图4以及图5所示，动作辅助穿戴工具18具有穿戴在穿戴者12的腰上的腰带30、设置在腰带30的右侧部的下方的右腿辅助部54、以及设置在腰带30的左侧部的下方的左腿辅助部55。

右腿辅助部54以及左腿辅助部55被相互对称地配置，具有：向下方延伸以支撑腰带30的第一框56、延伸到第一框56的下方并沿着穿戴者12腿外侧而形成的第二框58、延伸到第二框58的下方并沿着穿戴者12的胫外侧而形成的第三框60、以及载置了穿戴者12的脚底(穿了鞋的情况下鞋底)的第四框62。

在第一框56的下端以及第二框58之间存在成为轴承构造的第一关节64，将第一框56和第二框58可转动地连结。第一关节64设置在与髋关节一致的高度位置上，第一框56结合在第一关节64的支撑侧，第二框58结合在第一关节64的转动侧。

另外，在第2框58的下端以及第3框60之间存在轴承构造的第2关节66，将第2框58和第3框60可转动地连结。第2关节66设置在与膝关节一致的高度位置上，第2框58结合在第2关节66的支撑侧，第3框60结合在第2关节66的转动侧。

因而，将第2框58以及第3框60安装成使得相对于固定在腰带30上的第1框56进行以第1关节64以及第2关节66为转动支点的振动子运动。即，第2框58以及第3框60构成为能够进行与穿戴者12的腿相同动作。

而且，在第1关节64以及第2关节66的支撑侧设置有马达托架68。马达托架68具有向外侧水平方向突出的马达支撑部68a，在马达支撑部68a上以垂直状态安装有驱动马达20、22、24、26。因此，将驱动马达20、22、24、26设置成不向侧方较大地突出以使步行动作时难以接触周围的障碍物等。

另外，第1关节64以及第2关节66构成为：驱动马达20、22、24、26的旋转轴通过齿轮向作为被驱动侧的第2框58、第3框60传递驱动转矩。

并且，驱动马达20、22、24、26具有检测关节角度的角度传感器(相当于关节角度检测单元142)70、72、74、76。角度传感器70、72、74、76例如由对与第1关节64以及第2关节66的关节角度成比例的脉冲数进行计数的旋转编码器等构成，将对应于与关节角度相应的脉冲数的电信号作为传感器输出而输出。

角度传感器70、72检测与穿戴者12的髋关节的关节角度(θ_{hip})相当的第1框56和第2框58之间的转动角度。另外，角度传感器74、76检测与穿戴者12的膝关节的关节角度(θ_{knee})相当的第2框58的下端和第3框60之间的转动角度。

此外，第1关节64以及第2关节66是只在穿戴者12的髋关节、膝关节的可转动的角度范围内转动的结构，内置有制动机构(未图

示)使得不向穿戴者12的髋关节、膝关节提供不合理动作。

在第2框58上安装有与穿戴者12的腿缔结的第1缔结带78。另外，在第3框60上安装有与穿戴者12的膝下缔结的第2缔结带80。因而，由驱动马达20、22、24、26产生的驱动转矩通过齿轮传递给第2框58、第3框60，进而通过第1缔结带78、第2缔结带80作为助推力而传递给穿戴者12的腿。

另外，在第3框60的下端通过轴82可转动地连结有第4框62。并且，在第4框62的下端设置有载置穿戴者12的鞋底的脚踵部分的脚踵支撑部84。而且，第2框58以及第3框60能够通过螺丝机构来调整轴方向的长度，能够根据穿戴者12的腿的长度而调整为任意长度。

上述各框56、58、60、64分别由金属形成，能够支撑设置在腰带30上的电池32、34、控制背包36、动作辅助穿戴工具18的重量。即，动作辅助装置10构成为使动作辅助穿戴工具18等的重量不对穿戴者12起作用，安装成不对穿戴者12提供多余的负载。

在此，参照图6的流程图说明如上所述当穿戴者12穿戴动作辅助穿戴工具18时控制装置100伴随穿戴者12的步行动作而执行的助推控制处理的过程。

如图6所示，控制装置100在步骤S11(下面省略“步骤”)中获取由与关节角度检测单元142相当的角度传感器70、72、74、76检测出的关节角度(θ_{knee} , θ_{hip})。接着进入S12，获取由与生物体信号检测单元144相当的肌电位传感器38a、38b、40a、40b、42a、42b、44a、44b检测出的肌电位信号(EMG_{knee}, EMG_{hip})。

接着，进入到S13，将上述S11、S12中获取的关节角度(θ_{knee} , θ_{hip})及肌电位信号(EMG_{knee}, EMG_{hip})与基准参数数据库(未图示)进行对照，来确定与穿戴者12的动作对应的任务状态。在接着的S14中，选择与上述S13中确定的状态相应的指令函数f(t)以及增

益P(自律控制单元)。

然后，进入到S15，运算与由物理现象检测单元142检测出的关节角度对应的基准参数的生物体信号(EMGop)、和由生物体信号检测单元144检测出的肌电位信号(EMGex)之间的差分，导出 Δ EMG(=EMGop-EMGex)(判断单元)。

在接着的S16中，将在上述S15中运算的差分 Δ EMG和预先设定的允许值(阈值)进行比较，确认差分 Δ EMG是否不到允许值。在该S16中，当差分 Δ EMG不到允许值时，对穿戴者12的关节动作的肌电位对应于穿戴者12的动作，因此判断为能够将来自与驱动源140相当的驱动马达20、22、24、26的驱动转矩作为助推力赋予穿戴者12的腿。

因而，在S16中，当差分 Δ EMG不到允许值时，进入到S17，将指令信号送出到与电力放大单元141相当的马达驱动器(未图示)。由此，与驱动源140相当的驱动马达20、22、24、26产生基于从穿戴者12得到的的关节角度(θ_{knee} , θ_{hip})以及肌电位信号(EMG_{knee}, EMG_{hip})的驱动转矩，通过第2框58、第3框60以及第1缔结带78、第2缔结带80将该驱动转矩作为助推力而传递给穿戴者12的腿。

另外，在上述S16中，在差分 Δ EMG超过允许值的情况下，对穿戴者12的关节动作的肌电位不与穿戴者12的动作对应，因此判断为来自驱动马达20、22、24、26的驱动转矩不与穿戴者12想动作的运动相对应。因而，在S16中，当差分 Δ EMG在允许值以上时，进入到S19，进行增益P的变更处理。即，在S19中，进行增益 $P' = P \times \{1 - (\Delta EMG / EMG_{op})\}$ 的运算，从而变更为校正增益 $P'(< P)$ 。

而且，在S17中，利用校正增益P'生成的指令信号(控制信号)是比增益为P的情况还小的值，向与电力放大单元141相当的马达驱动器(未图示)提供比增益为P的情况还小的控制信号。由此，驱

动马达20、22、24、26产生比增益为P的情况还小的驱动转矩。

其结果，驱动马达20、22、24、26与各动作的状态无关地，产生基于与穿戴者12的意思对应的肌电位信号(EMG_{knee}, EMG_{hip})的实测值的驱动转矩，通过第2框58、第3框60以及第1缔结带78、第2缔结带80将该驱动转矩作为助推力传递给穿戴者12的腿。

这样，在上述S19中进行增益P的变更处理，因此例如即使穿戴者12在动作的中途止其动作(状态)而转移到别的动作(状态)的情况下，在穿戴者12的肌电位信号降低的时刻助推力也减少，能够进行控制使得不能与穿戴者12的意思相反地强迫当初的动作。因而，穿戴者12通过如上所述的自律控制和近似于随意控制的随意性控制混合存在的控制方法，能够得到与穿戴者12的意思相应的助推力。

在S18中，确认是否进行了对该任务的最终状态的控制处理。在S18中，在残留有对该任务的最终状态的控制处理的情况下返回到上述S11，进行对下一状态的控制处理(S11~S18)。另外，在S18中，当进行了对该任务的最终状态的控制处理时，结束本次的控制处理。

接着，说明从数据保存部156读取到参数同定部160中的运动方程式数据(M_i)以及已知参数(P_k)。运动方程式数据(M_i)用于构成由动作辅助装置10以及穿戴者12组成的系统整体的运动方程式，另一方面，已知参数(P_k)由动作辅助装置10中的各部重量、关节转动的惯性力矩、粘性系数以及库仑摩擦系数等动力学参数构成。这里所说的运动方程式涉及由动作辅助装置10以及穿戴者12构成的系统整体，例如由图7A、图7B、图8A、图8B以及式(1)所示的模型表示。

图7A是表示数学模型的各要素的图，是从侧面观察穿戴了动

作辅助穿戴工具18的穿戴者12的腿的侧视图，图7B是与穿戴者12的腿对应而示意性地表示各要素的图。图8A是表示根据驱动源140的助推力和穿戴者12的肌力的作用的图，是表示驱动源140的驱动转矩(T_e)和穿戴者12的肌转矩(T_m)的合力作为关节力矩(ΔT)而作用的系统图，图8B是示意性地表示以膝关节为中心使腿向上方(或者前方)转动的情况下作用的各转矩的图。

如图8A、图8B所示，例如穿戴者12以膝关节为中心向上方(或者前方)转动腿时，动作辅助穿戴工具18以与膝关节相当的第2关节66为中心转动第3框60。此时，穿戴者12作为以膝关节为中心的转矩而产生肌力(T_m)，并且驱动源140的驱动转矩(T_e)以第2关节66为中心作用于第3框60。

因而，驱动源140的驱动转矩(T_e)和穿戴者12的肌转矩(T_m)的合力作为关节力矩(ΔT)而作用于穿戴者12的腿，因此与没穿戴动作辅助穿戴工具18的情况相比穿戴者12能够以更小的肌力使腿动作。而且，通过上述的驱动马达20、22、24、26的控制系统得到驱动源140的驱动转矩(T_e)，如后所述根据由力传感器45、46检测的信号、即由驱动转矩(T_e)和穿戴者12的肌转矩(T_m)之差产生的失真的检测信号来求出关节力矩(ΔT)。然而，无法直接测定穿戴者12的肌转矩(T_m)，因此在本实施例中，从关节力矩(ΔT)和驱动转矩(T_e)之差求出。

[式1]

$$R(q)\ddot{q} + D\dot{q} + C \operatorname{sgn}(\dot{q}) + G(q) + H(q, \dot{q}) = T_e + T_m(u, q, \dot{q}) \quad \dots\dots (1)$$

式(1)的各项，表示为如下的各式。

$$R(q) = \begin{bmatrix} J_\alpha + J_\beta + 2J\nu \cos \theta & J_\beta + J_\nu \cos \theta \\ J_\beta + J_\nu \cos \theta & J_\beta \end{bmatrix}$$

$$\begin{aligned} J_\alpha &= I_1 + m_1 s_1^2 + m_2 l_1^2 \\ &= (I_{el} + I_{ml}) + (m_{el} + m_{ml}) s_1^2 + (m_{e2} + m_{m2}) l_1^2 \end{aligned}$$

$$J_\beta = J_2 + m_2 s_2^2 = (I_{e2} + I_{m2}) + (m_{e2} + m_{m2}) s_2^2$$

$$J_\nu = m_2 s_2 l_1 = (m_{e2} + m_{m2}) s_2 l_1$$

$$G(q) = \begin{bmatrix} r_\alpha \sin\theta_1 + r_\beta \sin\theta_2 + r\nu \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ r_\nu \sin(\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix}$$

$$r_\alpha = m_1 g s_1 = (m_{e1} + m_{m1}) g s_1$$

$$r_\beta = m_2 g l_1 = (m_{e2} + m_{m2}) g l_1$$

$$r_\nu = m_2 g s_1 = (m_{e2} + m_{m2}) g s_2$$

$$q = [\theta_1 \theta_2]^T$$

$$D = \begin{bmatrix} D_1 & 0 \\ 0 & D_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} D_{e1} & 0 \\ 0 & D_{e2} + D_{m2} \end{bmatrix}$$

$$C = \begin{bmatrix} C_1 & 0 \\ 0 & C_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_{e1} + C_{m1} & 0 \\ 0 & C_{e2} + C_{m2} \end{bmatrix}$$

$$H(q, \dot{q}) = \dot{R}(q)\dot{q} - \frac{1}{2} \frac{\partial}{\partial q} (\dot{q}^T R(q) \dot{q})$$

$$T_e = [\tau_{e1} \tau_{e2}]$$

$$T_m(u, q, \dot{q}) = [\tau_{m1}(u_1, \theta_1, \dot{\theta}_1) \tau_{m2}(u_2, \theta_2, \dot{\theta}_2)]$$

$$u = [u_1 u_2]^T$$

此外，在式(1)中，下标1表示大腿转动的参数，并且下标2表示膝转动的参数，且e表示动作辅助装置10的参数，并且m表示穿戴者12的参数。

另外，R(q)表示惯性项，G(q)表示重力项，D表示粘性摩擦项，C表示库仑摩擦项，H表示科里奥利力/离心力项(也通称为惯性项)，Te表示驱动源140的驱动转矩，Fm表示肌力的肌力矩项，U表示肌的活性度项。

接着，简要说明在参数同定部160中进行的同定方法。为了方便而假定为穿戴者12处于四肢无力状态时，在式(1)中能够忽略作为肌力矩项的Fm，于是由式(2)表示。

[式2]

$$R(q)\ddot{q} + D\dot{q} + C \operatorname{sgn}(\dot{q}) + G(q) + H(q, \dot{q}) = T_e \quad \dots\dots (2)$$

当使用运动变量数据矩阵 Ω 以及动力学参数矩阵 X 时，式(2)变换为式(3)。

[式3]

$$\begin{aligned} \Omega X &= T_e \\ X &= [J_\alpha J_\beta J_\nu D_1 D_2 r_\alpha r_\beta r_\nu C_1 C_2]^T \end{aligned} \quad \dots\dots (3)$$

在此，对于运动变量数据矩阵 Ω ，能够由各种检测单元以及各种估计单元求出，另一方面在动力学参数矩阵 X 中，与穿戴者 12 有关的参数由于穿戴者 12 的个体差、身体条件等而变得不明确或者变动。

并且，当导入用于估计动力学参数矩阵 X 的估计动力学参数矩阵 X^* ，并使用作为动力学参数矩阵 X 和估计动力学参数矩阵 X^* 的误差的误差矩阵 ε 时，式(3)变换为式(4)。

[式4]

$$\Omega X^* = F_e + \varepsilon \quad \dots\dots (4)$$

利用式(5)表示在式(4)中将误差矩阵 ε 设为最小(零矩阵)的未知参数(Pu)。

[式5]

$$X^* = (\Omega^T \Omega)^{-1} (\Omega^T T_e) \quad \dots\dots (5)$$

因而，通过求解式(5)(结果通过求解作为大元(大元)的运动方程式的式(1))，导出与穿戴者 12 有关的未知参数(Pu)。

在此，说明穿戴者 12 穿戴上述动作辅助穿戴工具 18 时由参数同定部 160、关节转矩估计单元 152 执行的参数同定处理以及转矩估计处理。

图 9A 是表示穿戴者 12 穿戴动作辅助穿戴工具 18 时所执行的参

数校正处理的图，是表示在参数同定部160中进行的参数同定处理过程的流程图，图9B是表示在关节转矩估计单元152中进行的估计关节转矩的转矩估计处理过程的流程图。

下面使用图9A所示的流程图，说明使用了上述式的参数同定部160的参数同定方法。此外，在图9B所示的流程图中，一并示出了与关节转矩估计单元152中的处理之间的关系。

首先，当根据来自控制装置100的指令开始处理时，如图9A所示当电源开关(未图示)被操作为接通时(S70)，参数同定部160从数据保存部156读入运动方程式数据(M_i)以及已知参数(P_k)(S71)，接着在CPU(中央运算处理装置)的运算环境上构成运动方程式(式(1)~式(5))(S72)。

在该期间，在关节转矩估计单元152中，如图9B所示当电源开关(未图示)被操作为接通时(S80)，在读入由相对力检测单元146检测出的相对力数据(ΔF)后(S81)，根据在该相对力数据(ΔF)上乘以预先设定的系数而得到的数据和驱动转矩估计数据(T_e)之间的差分来估计关节力矩(ΔT)(S82)。接着，肌转矩估计单元153读入由驱动转矩估计单元150估计的驱动转矩估计数据(T_e)和由关节转矩估计单元152估计的关节力矩估计数据(ΔT)(S83)，根据图8A、图8B所示的对应关系，估计穿戴者12的肌力的肌转矩(T_m)(S84)。在这些关节转矩估计单元152以及肌转矩估计单元153中，直到提供来自控制部200的结束指令为止重复同样的处理(S85中的“是”)，当提供该结束指令时结束处理(S85中的“否”)。此外，在本实施例中求出肌转矩(T_m)是为了即使在穿戴者12产生了肌力的状况下也能够进行参数同定，是在静止状态下进行参数同定的情况。

接着，如图9A所示，参数同定部160从数据输入部154读入驱动转矩估计数据(T')以及关节数据(θ)(S73)，并且从关节转矩估计单元152读入关节力矩数据(ΔT)(S74)。

接着，参数同定部160将读入的各数据适当代入到式(5)或者其中还考虑了肌转矩(T_m)的式中(S75)，从而同定穿戴者12中的各部的重量、各关节转动的惯性力矩、粘性系数、库仑摩擦系数等未知参数(P_u)。

重复规定次数(例如10次)的从读入这些驱动转矩估计数据(T')、关节数据(θ)以及关节力矩数据(ΔT)数据开始到未知参数(P_u)的同定为止的一系列处理，每次求出未知参数(P_u)的平均值进行平均化(S78)。之后，参数同定部160将已同定的未知参数(P_u)送出到控制部200(S79)，结束处理。

图10A、图10B、图10C、图11、图12A、图12B表示由参数同定部160同定了穿戴者12的未知参数(P_u)的结果的一例的图。在本同定实验中，在穿戴者12四肢无力的状态下进行，并且使得各关节的关节角度 θ 描绘规定轨迹地利用控制部200中的PD(Proportional Derivative: 比例微分)控制来驱动控制驱动源140。另外，为了在满足腿动作特性的范围内尽可能提高运算精确度，关节角度 θ 的目标角度依照包含0.2、0.5、1.0(Hz)的频率的合成正弦图案。另外，关节角度 θ 的范围即动作范围考虑腿动作中的最大弯曲角度，髋关节被抑制在-0.2~0.5(rad)、膝关节被抑制在0~1.0(rad)的范围内。并且，另外将用于进行上述平均化的重复次数设为10次。

图10A表示包括进行参数同定处理时的未知参数(P_u)的动力学参数的过渡应答的实验数据，是表示惯性力矩的收敛图案的图，图10B是表示重力力矩的收敛图案的图，图10C是表示粘性系数的收敛图案的图。如从图10A、图10B、图10C可明确，根据本实施例，穿戴者12的动力学参数的大部分通过上述参数同定部160的参数同定处理而收敛在数秒以内，可知具有良好的收敛性、换言之在短时间内进行同定处理。

图11是表示对作为穿戴者12的被检者A、B、C分别在同一条件下进行参数同定处理时的实验结果的实验数据，示出了作为动力学参数的惯性力矩、粘性摩擦系数、重力力矩、库仑摩擦反映了伴随被检者A、B、C的体格差等的个人差的情况。即，从图11的实验数据可知，被检者A、B、C各自的身高、体重等身体特征分别不同，因此各人进行步行动作时的步幅、肌力也不同，同一条件下进行参数同定处理时的惯性力矩、粘性摩擦系数、重力力矩、库仑摩擦也变成不同的值，因而，在穿戴者12穿戴了动作辅助穿戴工具18时，可通过进行上述参数同定处理来校正参数使得得到与身体特征不同的各穿戴者相应的助推力。

图12A是表示本实施例的参数同定处理的同定精确度的一例的实验数据，是表示伴随步行动作的髋关节的惯性力矩的同定精确度的图，图12B是表示伴随步行动作的膝关节的惯性力矩的同定精确度的图。图12A、图12B所示的图示出了对髋关节以及膝关节转动的惯性力矩的过渡应答分别重叠实测值(R1)以及同定值(R2)的情形，可知使实测值和同定值大致重合地推移。即，图12A、图12B中的实测值(R1)以及同定值(R2)相互类似，证实了具有足够的同定精确度。

图13是表示在校准部158中进行的校准过程的流程图。下面使用该流程图说明校准部158的参数同定方法。

首先，校准部158读入来自数据保存部156的设定增益(Gs)(S91)，接着读入来自数据输入部160的肌电位数据(EMG)以及肌转矩估计数据(Tm)(S92)。

接着，校准部158判断肌转矩估计数据(Tm)以及肌电位数据(EMG)之比(Tm/EMG)和设定增益(Gs)的差是否在可允许的误差范围(Ea)内(S93)。

此时，在校准部158中，在(Tm/EMG)-(Gs)是误差范围(Ea)外

的情况下(S93中的“是”），根据式(6)校正肌电位数据(EMG)来求出校正肌电位数据(EMG')，并返回到读入来自数据输入部160的肌电位数据(EMG)以及肌转矩估计数据(Tm)的过程。最终，当(Tm/EMG)-(Gs)在误差范围(Ea)内时(S93中的“否”），校准部158结束处理。

[式6]

$$EMG' = (T_m / G_s) \times EMG \quad \dots\dots (6)$$

根据以上的校准处理，肌转矩估计数据(Tm)以及校正肌电位数据(EMG')之比(Tm/EMG')与设定增益(Gs)大致相等，能够事先防止在来自生物体信号检测单元144的检测结果中产生灵敏度不佳、灵敏度过剩的情形。其结果，能够防止上述穿戴者12的未知参数(Pu)的同定精确度降低的情形，并且还能够防止驱动源140产生的助推力变得过小或者过大的情形。

另外，在本实施例的动作辅助装置10中，通过关节转矩估计单元152以及肌转矩估计单元153，能够得到穿戴者12的肌转矩(Tm)或者肌力，进一步使用它们进行校准，因此与不使用它们的情况相比，能够显著抑制对穿戴者12施加的负担。具体地说，如果不使用关节转矩估计单元152以及肌转矩估计单元153中的任何一个，则为了得到穿戴者12的肌转矩(Tm)或者肌力，需要由驱动源140提供规定的驱动转矩(Te)，并且强迫穿戴者12以该状态维持规定时间的静止状态。因此，不依赖穿戴者12产生的肌力而强制所要的肌力，并且强制所要的等待时间，但是根据本实施例的动作辅助装置10，能够防止这些负担，变成所希望的装置。

接着，说明应用于控制装置100的控制方法。应用于该动作辅助装置10的控制方法没有特别地限定，例如与参数同定实验时相同，能够应用基于PD控制等所谓古典控制理论的方法。根据该动作辅助装置10，即使基于古典控制理论，也在进行了包括穿戴者

12的控制对象的同定后，进行反映该同定结果的仿真，并在该仿真中能够设定最佳的补偿器参数，因此能够发挥与控制方法相应的效果。具体地说，即使基于古典控制理论，也通过反馈控制来自生物体信号检测单元144的肌电位(EMG)来发挥与控制方法相应的效果的结果，能够赋予穿戴者12随意选择的助推力。此外，应用于控制装置100的控制方法只要是使用最适校准器、最适观测器等的现代控制理论的方法即可，并没有特别限定。

(关于进行重力补偿的控制方法)

该控制方法在上述式(1)中进行对重力项 $G(q)$ 的补偿，抑制该重力项 $G(q)$ 影响。

作为前提条件，假设穿戴者12穿戴的动作辅助装置10进行动作使得从初始姿势 θ_s 变成目标姿势 θ_e ，另外设作为基础的控制方法而采用PD控制。

首先，如果是普通的PD控制，则与驱动源140的驱动转矩(T_e)有关的PD反馈控制输入(控制信号 U_r)如式(7)。

[式7]

$$\begin{aligned} R(q)\ddot{q} + D\dot{q} + C \operatorname{sgn}(\dot{q}) + G(q) + H(q, \dot{q}) &= T_e + T_m(u, q, \dot{q}) \\ U_r = -K_p(\theta_s - \theta_e) - K_D\dot{q} &\quad \dots\dots (7) \end{aligned}$$

接着，在进行重力补偿的PD控制中，与驱动源140的驱动转矩(T_e)有关的PD反馈控制输入(控制信号 U_r)如式(8)。

[式8]

$$\begin{aligned} R(q)\ddot{q} + D\dot{q} + C \operatorname{sgn}(\dot{q}) + G(q) + H(q, \dot{q}) &= T_e + T_m(u, q, \dot{q}) \\ U_r = -K_p(\theta_s - \theta_e) - K_D\dot{q} + G(q) &\quad \dots\dots (8) \end{aligned}$$

在式(8)所示的带重力补偿的PD控制中，在进行了反馈控制的情况下，能够抵消控制对象的重力项 $G(q)$ ，能够抑制穿戴者12的自身重力和在穿戴动力辅助装置工具18之后作用的来自动作辅助穿戴工具18的重力。

(关于进行惯性补偿的控制方法)

该控制方法在上述式(1)中进行对惯性项R(q)的补偿，抑制该惯性项R(q)的影响。

与重力补偿的情况相同，作为前提条件，假设穿戴者12所穿戴的动作辅助装置10进行动作使得从初始姿势 θ_s 变成目标姿势 θ_e ，另外设作为基础的控制方法而采用PD控制。

在进行惯性补偿的PD控制中，与驱动源140的驱动转矩(T_e)有关的PD反馈控制输入(控制信号 U_r)如式(9)。

[式9]

$$\begin{aligned} R(q)\ddot{q} + D\dot{q} + C \operatorname{sgn}(\dot{q}) + G(q) + H(q, \dot{q}) &= T_e + T_m(u, q, \dot{q}) \\ U_r = -K_p(\theta_s - \theta_e) - K_D\dot{q} + H(q, \dot{q}) &\dots\dots (9) \end{aligned}$$

在式(9)所示的带有惯性补偿的PD控制中，在进行了反馈控制的情况下，能够抵消控制对象的惯性项H，能够抑制基于穿戴者12自身的惯性力和来自动作辅助穿戴工具18的惯性力，特别是在想进行快速动作的情况下能够显著抑制穿戴者12的负担。

(关于进行重力补偿以及惯性补偿的控制方法)

该控制方法可以说采用了上述带有重力补偿的PD控制以及带有惯性补偿的PD控制中的优良之处，在上述同样条件下将其用公式表示时如式(10)。对于该控制方式的作用、效果，是带有重力补偿的PD控制以及带有惯性补偿的PD控制分别叙述的内容的组合，因此省略说明。

[式10]

$$\begin{aligned} R(q)\ddot{q} + D\dot{q} + C \operatorname{sgn}(\dot{q}) + G(q) + H(q, \dot{q}) &= T_e + T_m(u, q, \dot{q}) \\ U_r = -K_p(\theta_s - \theta_e) - K_D\dot{q} + G(q) + H(q, \dot{q}) &\dots\dots (10) \end{aligned}$$

(关于阻抗控制)

阻抗控制关注人(穿戴者12)的粘弹性特性来自由地调节控制对象的惯性、粘性、刚性等特性，具有可根据控制目的来适当选择作用于控制对象和环境之间的力的特征。在动作辅助装置10中，通过变更在自身上加入穿戴者12的系统整体的特性，能够间接变

更穿戴者12的特性来进行调节。即，在控制装置100中应用了阻抗控制的情况下，通过穿戴者12上穿戴的动作辅助装置10，虽然是间接但能够实现以往无法完成的穿戴者12的特性(阻抗)的调节。此外，应用于控制装置100的阻抗控制将由动作辅助装置10以及穿戴者12构成的系统整体作为控制对象，因此为了与普通的阻抗控制区分，下面称为混合阻抗控制。

例如，如果进行控制使得由驱动源140产生的驱动转矩为式(11)所示的 T_e' ，则式(1)变换为如式(12)所示。其结果，从式(12)可明确，系统整体的惯性项从 $R(q)$ 变更为 $[R(q)-R'(q)]$ ，并且粘性摩擦项从 D 变更为 $(D-D')$ ，能够通过适当设定 $R'(q)$ 以及 D' 来调节这些项。在这种情况下，能够抑制来自动作辅助装置10的惯性项、粘性摩擦项的影响，因此能够将穿戴者12原来具有的进行反射等机敏动作的能力发挥到最大限。而且，能够抑制穿戴者12自身的惯性项、粘性摩擦项的影响，还能够使穿戴者12比原来的周期更快地步行、或者比穿戴前更平滑地(粘性摩擦小)进行动作。

[式11]

$$T_e' = -R'(q)\ddot{q} - D'\dot{q} + T_e \quad \dots\dots (11)$$

[式12]

$$[R(q) - R'(q)]\ddot{q} + (D - D')\dot{q} + C \operatorname{sgn}(\dot{q}) + G(q) + H(q, \dot{q}) = T_e + T_m(u, q, \dot{q}) \quad \dots\dots (12)$$

在上述的控制装置100中，能够应用这些重力补偿、惯性补偿以及混合阻抗控制的至少一个来构成控制单元。具体地说，将与这些控制方法的任一个有关的控制方法数据(Ci)从数据保存部156读入到控制部200后，能够在控制部200的运算环境上根据该控制方法数据(Ci)来构成控制单元。根据这样构成的控制单元，基于提供的各检测数据以及各估计数据，能够产生按照规定控制方法的控制信号Ur，结果能够将与该控制方法相应的助推力赋予穿戴者

12。

图14至图16表示控制装置100中应用了阻抗控制时的效果，是分别表示使穿戴者12进行同一动作的实验结果的图。更详细地说，图14A是表示无控制(不助推)的膝关节角度变化的图，图14B是表示无控制(不助推)的肌电位变化的图，图14C是表示无控制(不助推)的失真仪表输出变化的图。图15A是表示利用PD控制的助推器的膝关节角度变化的图，图15B是表示利用PD控制的助推器的肌电位变化的图，图15C是表示利用PD控制的助推器的失真仪表输出变化的图。图16A是表示利用PD控制+混合阻抗控制的助推器的膝关节角度变化的图，图16B是表示利用PD控制+混合阻抗控制的助推器的肌电位变化的图，图16C是表示利用PD控制+混合阻抗控制的助推器的失真仪表输出变化的图。在此，作为实验条件，将以坐下的状态向前方摆起腿后再摆下的一系列动作作为对象，将来自进行该动作的穿戴者12的肌电位(EMG)以及相对力(正确地说，变换成它的力传感器输出)设为测定对象。

在图14A、图14B、图14C中，示出了在摆起期间(L1)来自穿戴者12的肌电位(EMG)相对变大、且在摆下期间(L2)肌电位(EMG)相对变小的情形，根据经验来确定。但是，在摆下期间(L2)的后半，确认相对伸肌(曲线I)妨碍缩肌(曲线II)的肌电位(EMG)的减少的区间。认为该现象是由于动作辅助穿戴工具18的惯性等对穿戴者12作用了相互作用力力矩Ma的缘故。

另外，在图14C所示的图中，虽然不助推但是力传感器46的失真仪表输出发生变化。作为该理由，认为当穿戴者12改变膝关节的角度时第2关节66的负荷(驱动马达24、26、马达驱动力传递系统的负荷)作用于第3框60。

与此相对，在表示PD控制情况下的实验结果(Pd：以实线表示)的图15A、图15B、图15C中，可知来自穿戴者12的肌电位(EMG)与

无助推(Ano: 以单点划线表示)的情况相比全体减半，特别是在摆起期间(L1)其应答波形类似，进行适当的助推。这还可以从以下的情形得到证实：特别是在摆起期间(L1)力传感器输出(相对力 ΔF)与无助推(Ano)的情况相比增大。然而，在图15A、图15B、图15C中，在摆下期间(L2)的后半显现上述相互作用力力矩 M_a 的影响，虽然其大小本身相对较小但对于穿戴者12而言很可能变得不协调。

与此相对，在表示PD控制+混合阻抗控制(HI: 以单点划线表示)的情况的实验结果的图16A、图16B、图16C中，可知除了上述PD控制的效果(Pd: 以实线表示)，还抑制了在只有PD控制的情况下成为问题的相互作用力力矩的影响。即，可知根据PD控制+混合阻抗控制(HI)，来自穿戴者12的肌电位(EMG)不仅在摆起期间(L1)而且在摆下期间(L2)也减半，并且其应答波形类似，在整个期间进行合适的助推。

如以上所说明，根据本实施例的动作辅助装置10，以穿戴者12穿戴的状态下由参数同定部160同定该穿戴者12固有的动力学参数，控制装置100能够根据代入了该同定的动力学参数的运动方程式(式(5)等)来控制驱动源140，因此不依赖于穿戴者12的个体差、身体条件等变动要因，能够发挥与控制装置100所使用的控制方法相应的效果。

另外，根据本实施例的动作辅助装置10，控制装置100能够根据代入了由肌转矩估计单元153估计的肌转矩(T_m)的运动方程式(式(1)等)来控制驱动源140，因此，在从穿戴者12产生肌力的状态下也能够同定动力学参数，穿戴者21不需要用于同定该动力学参数的等待时间就能够发挥上述效果。

另外，根据本实施例的动作辅助装置10，还具备校准部158，该校准部158调整由生物体信号检测单元144检测出的肌电位(EMG)和由肌转矩估计单元153检测出的肌转矩(T_m)之间的相互

间增益，使其成为预先设定的设定增益(Gs)，因此能够事先防止在来自生物体信号检测单元144的检测结果中产生灵敏度不佳、灵敏度过剩的情形。其结果，能够防止穿戴者12的动力学参数的同定精确度降低的情形，并且还能够防止驱动源140产生的助推力变得过小或者过大的情形。并且，根据本实施例的动作辅助装置10，在从穿戴者12产生肌力的状态下也能够进行校准，穿戴者12不需要用于进行该校准的等待时间。

另外，根据本实施例的动作辅助装置10，能够将使用了由参数同定部160同定的动力学参数的重力补偿以及惯性补偿的至少任一个应用于控制装置100，因此能够防止动作辅助装置10自身的重量成为穿戴者12负担的情形、在动作时动作辅助装置10自身的惯性给穿戴者12带来不适感的情形。

另外，根据本实施例的动作辅助装置10，能够将使用了由参数同定部160同定的动力学参数的混合阻抗控制方法应用于控制装置100，因此通过自身虽然是间接但能够实现以往无法完成的穿戴者12的特性(阻抗)的调节。另外，在这种情况下，能够起到例如减小出现的惯性、粘性等来实现轻快动作的阻抗控制特有的效果。

产业上的可利用性

此外，在上述实施例中，虽然将对穿戴者12的腿赋予助推力的动作辅助装置10作为一例而举出，但是不限于此，例如在助推腕的动作的动作辅助装置当然也能够应用本发明。

另外，在上述实施例中，说明了将电动马达的驱动转矩作为助推力传递的结构，但是当然也能够应用于使用电动马达以外的驱动源来产生助推力的装置。

本国际申请主张基于2005年1月26日申请的日本国专利申请2005-18295号的优先权，将2005-18295号的全部内容引用在本国际申请中。

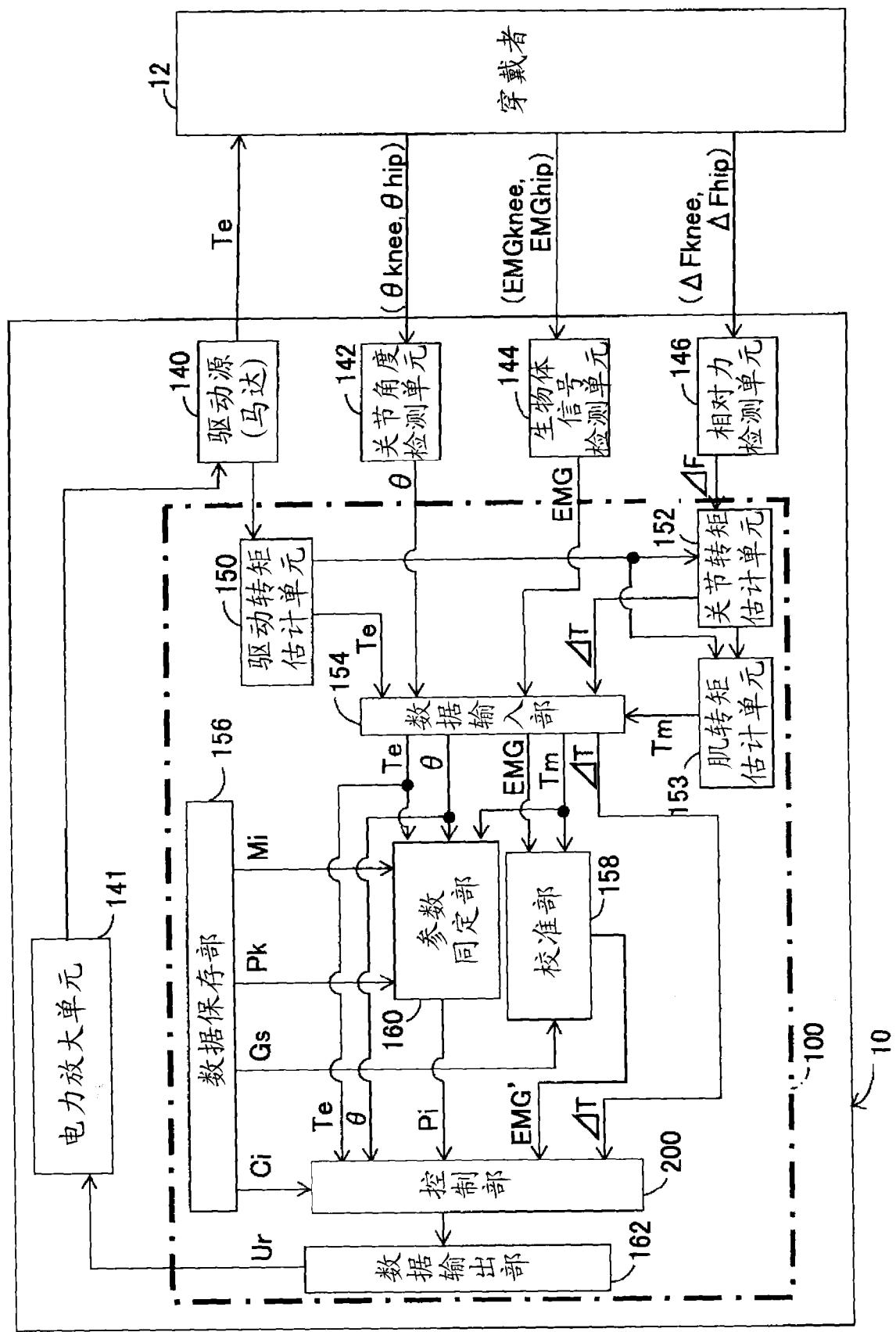


图 1

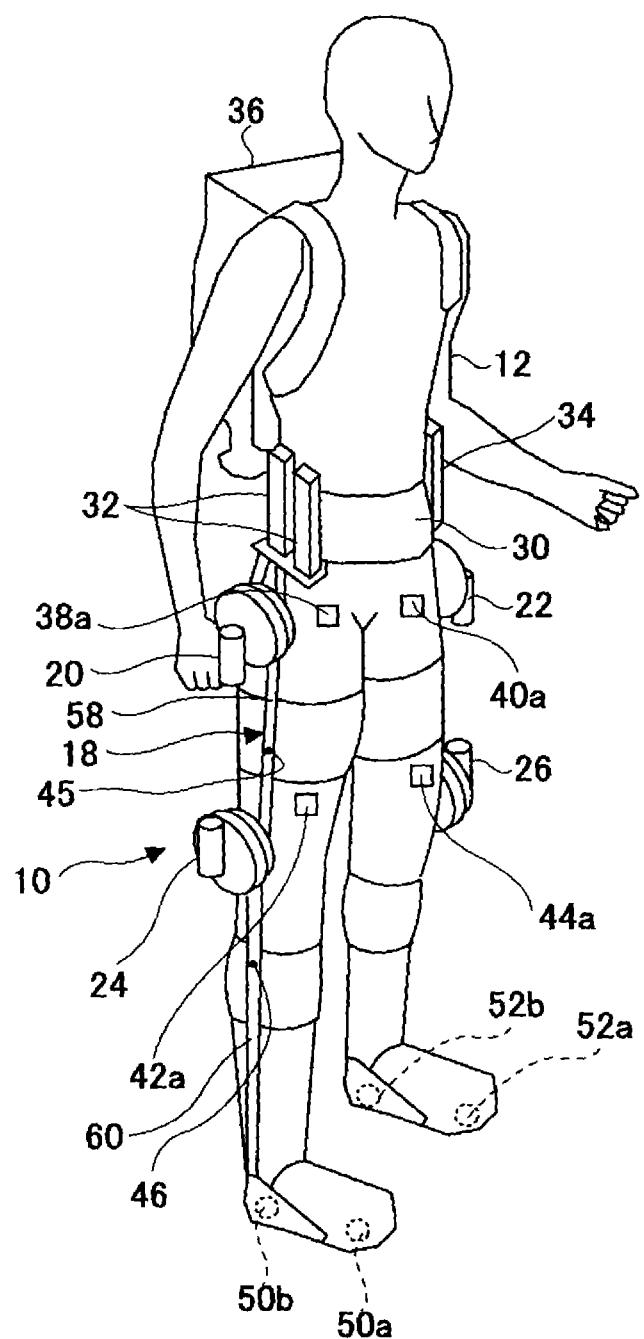


图 2

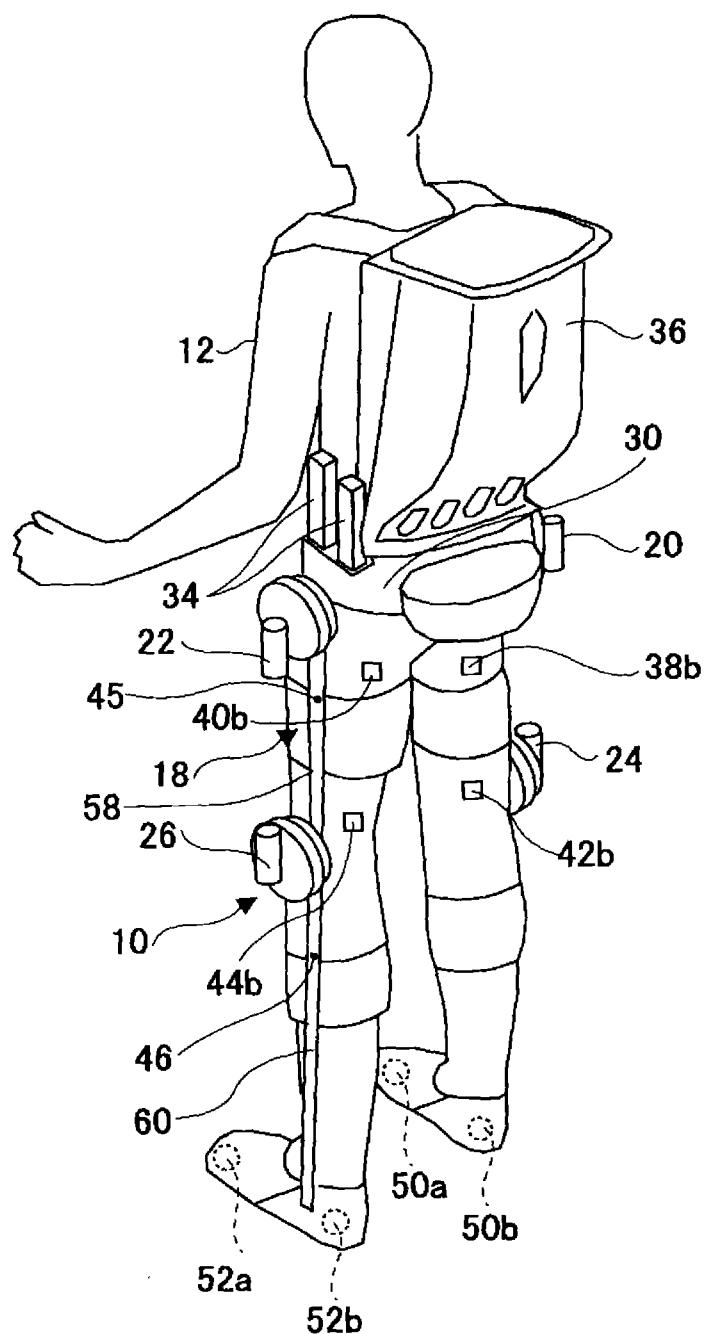


图 3

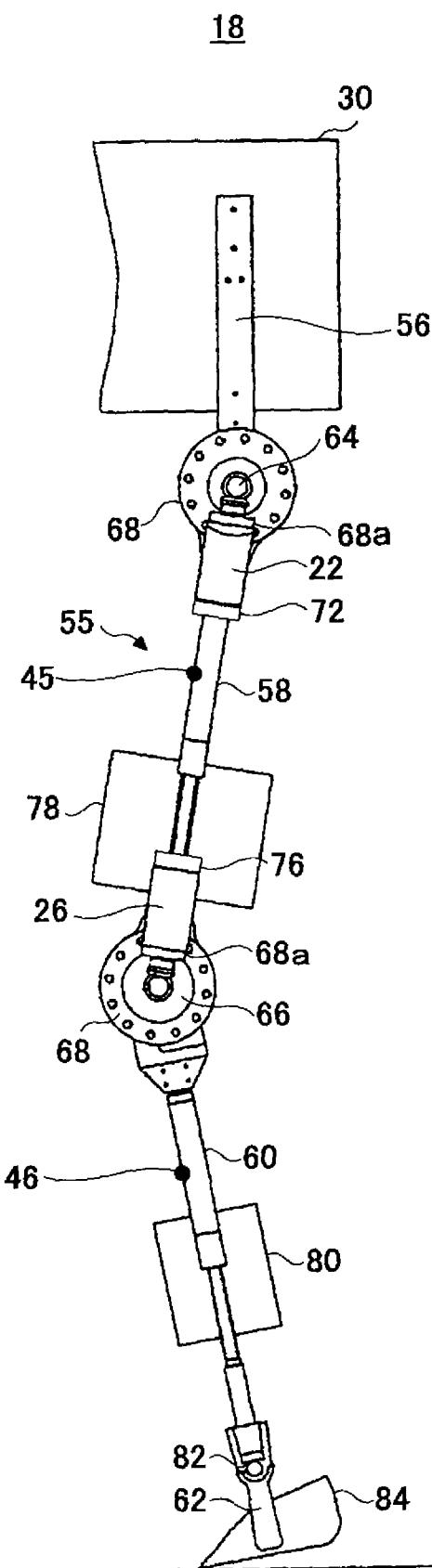


图 4

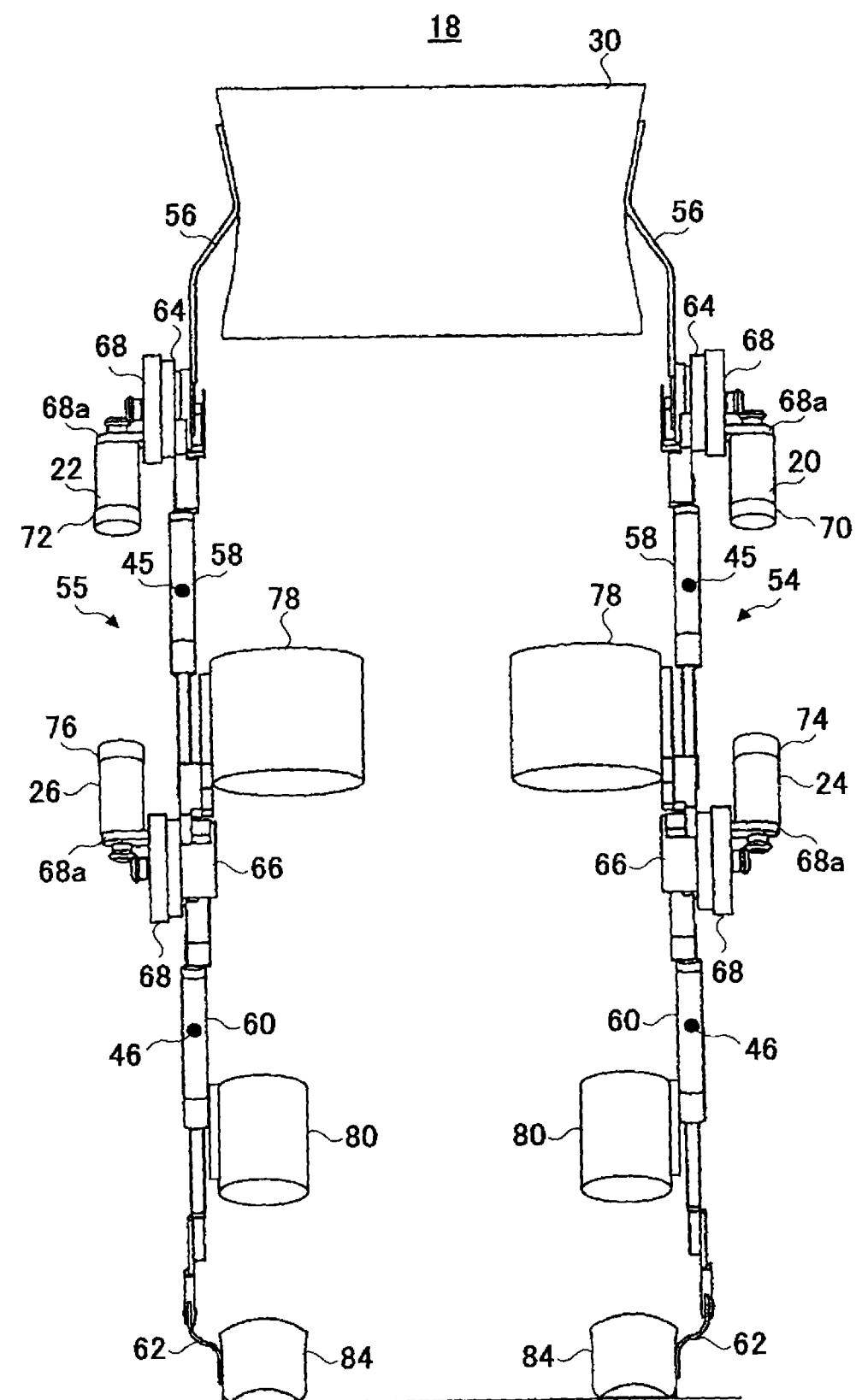


图 5

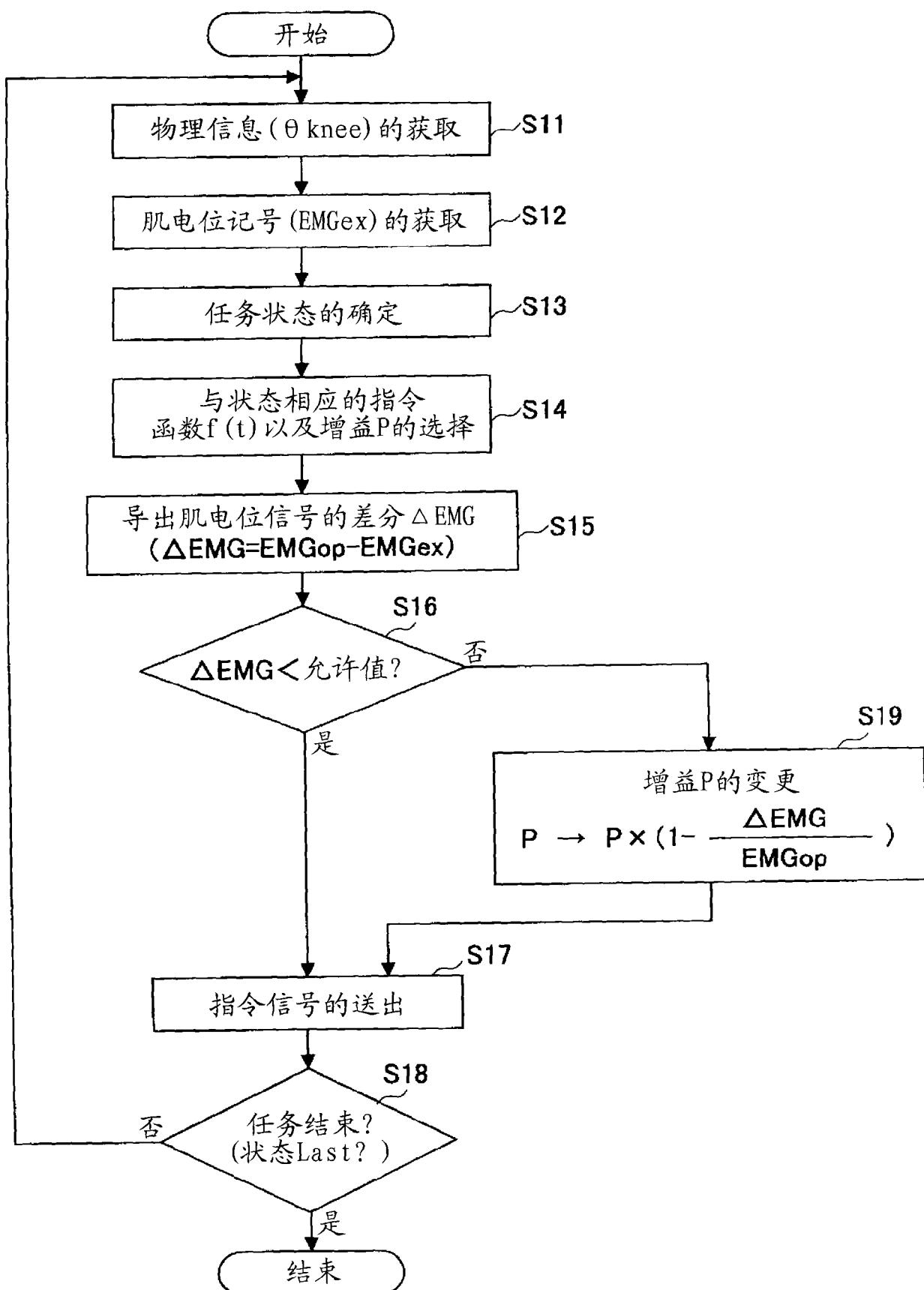


图 6

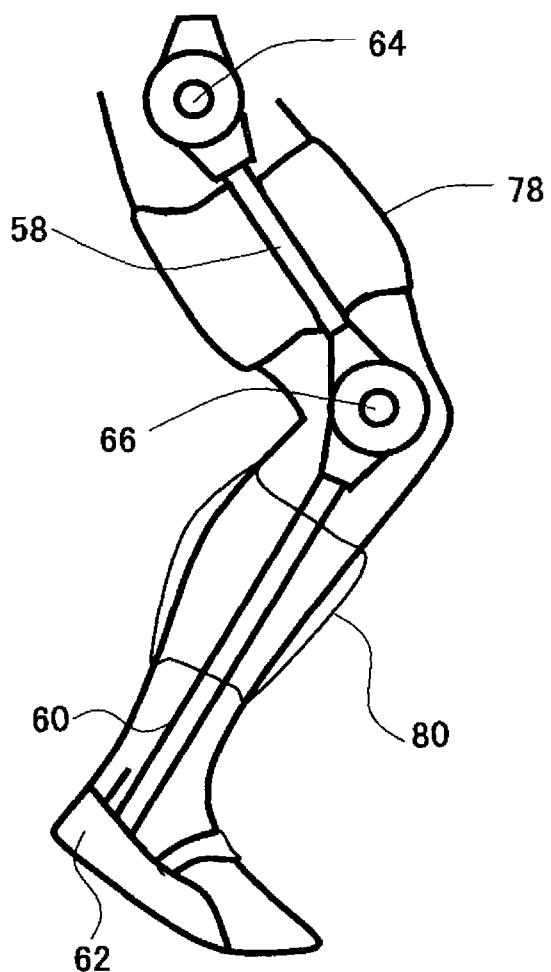


图 7A

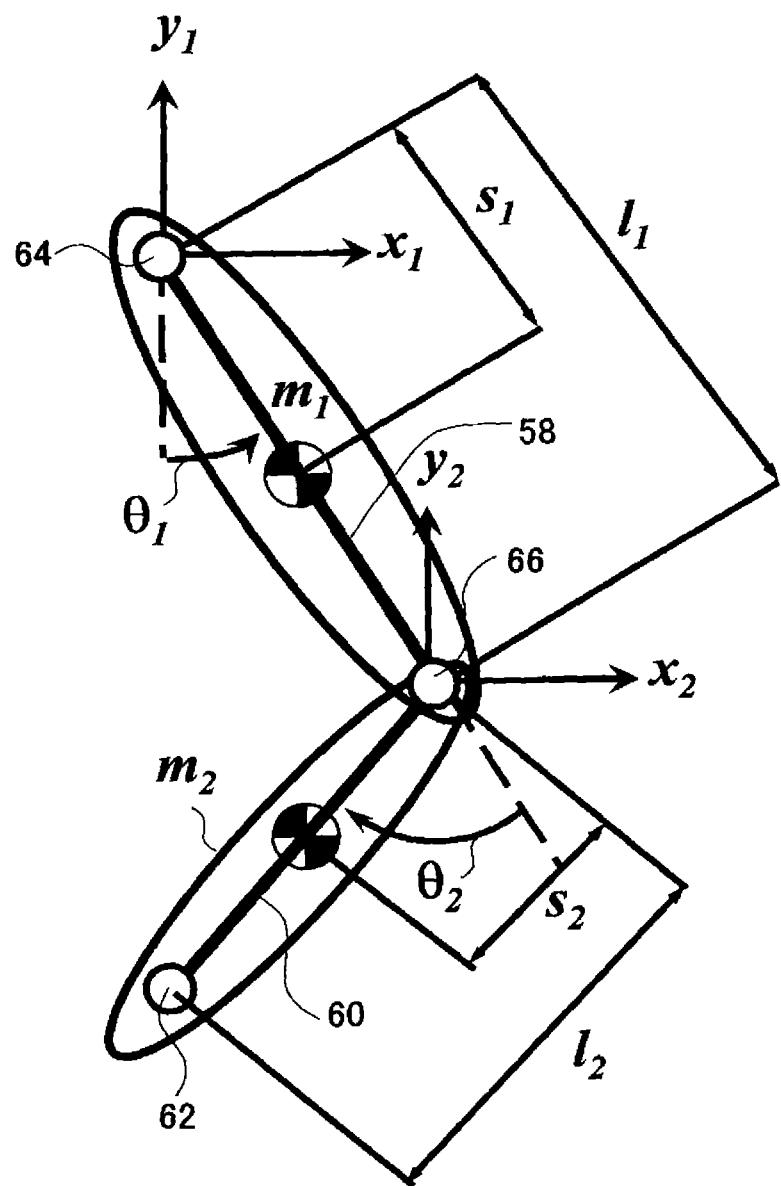


图 7B

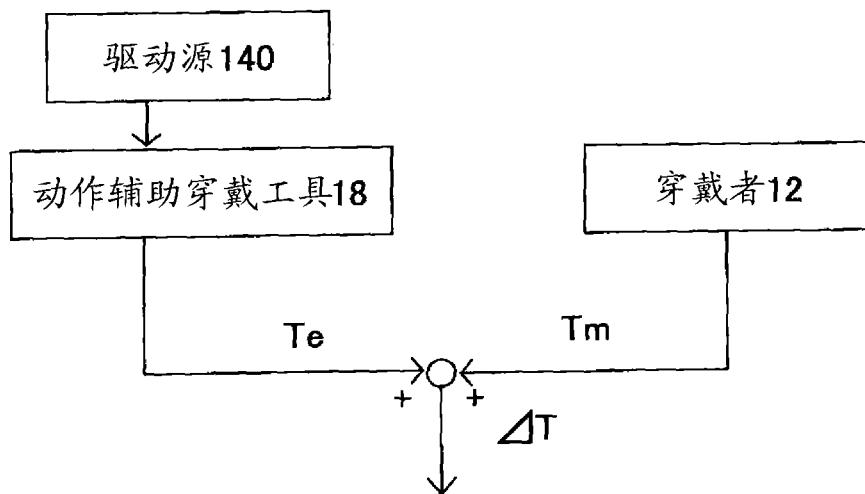


图 8A

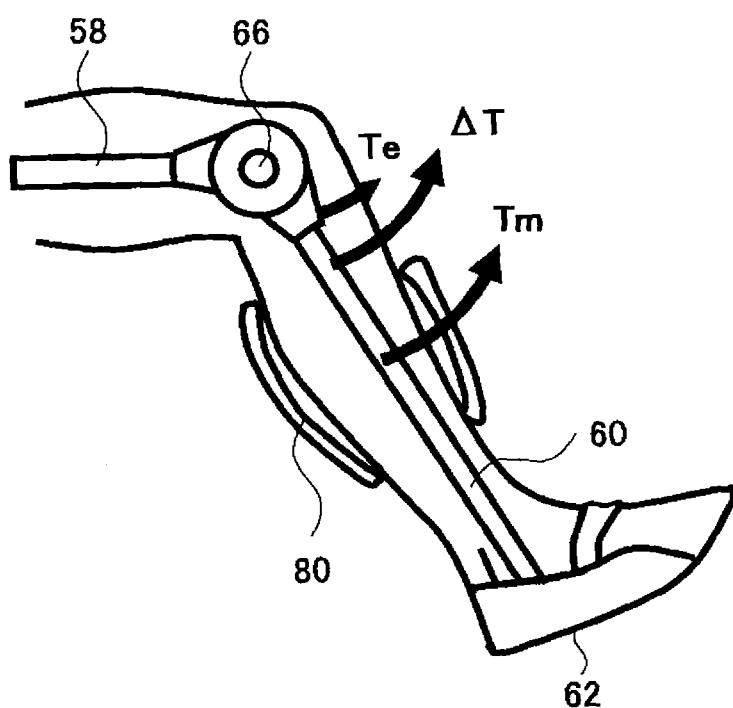


图 8B

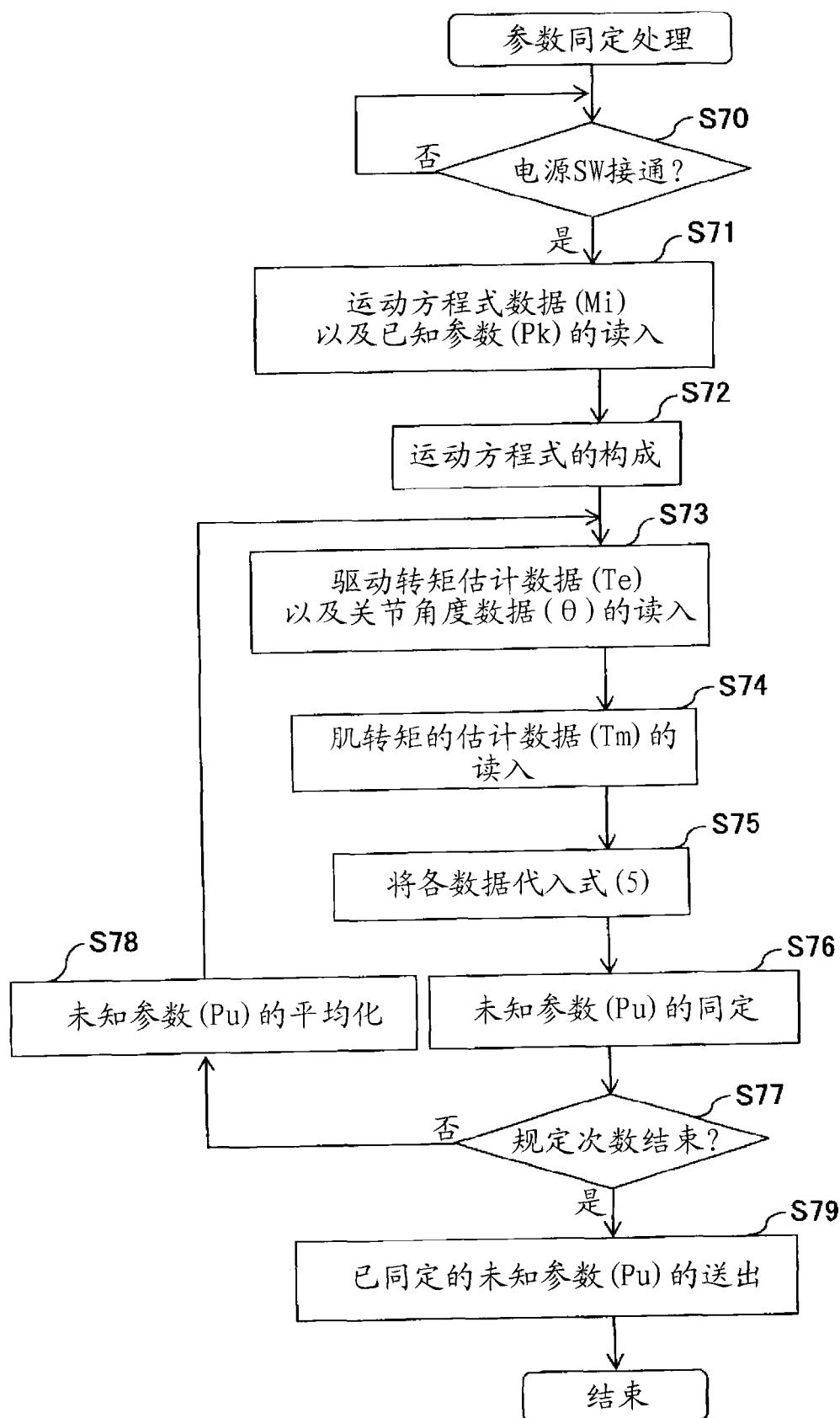


图 9A

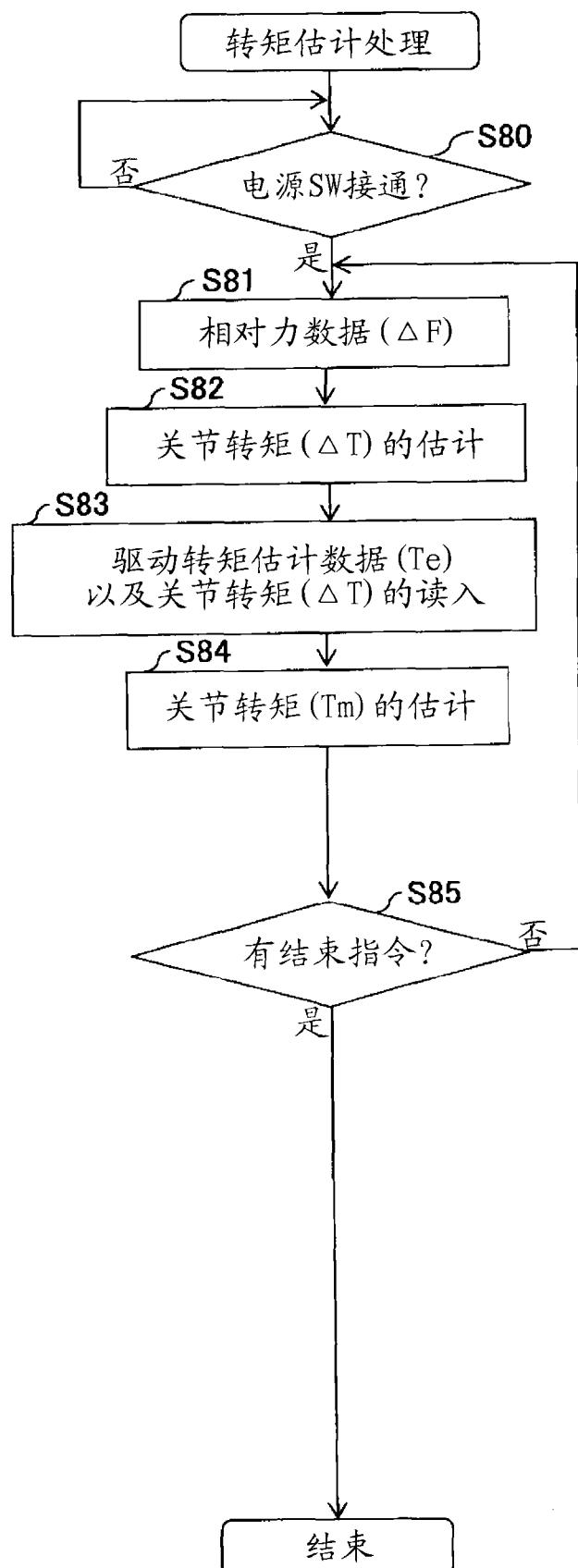


图 9B

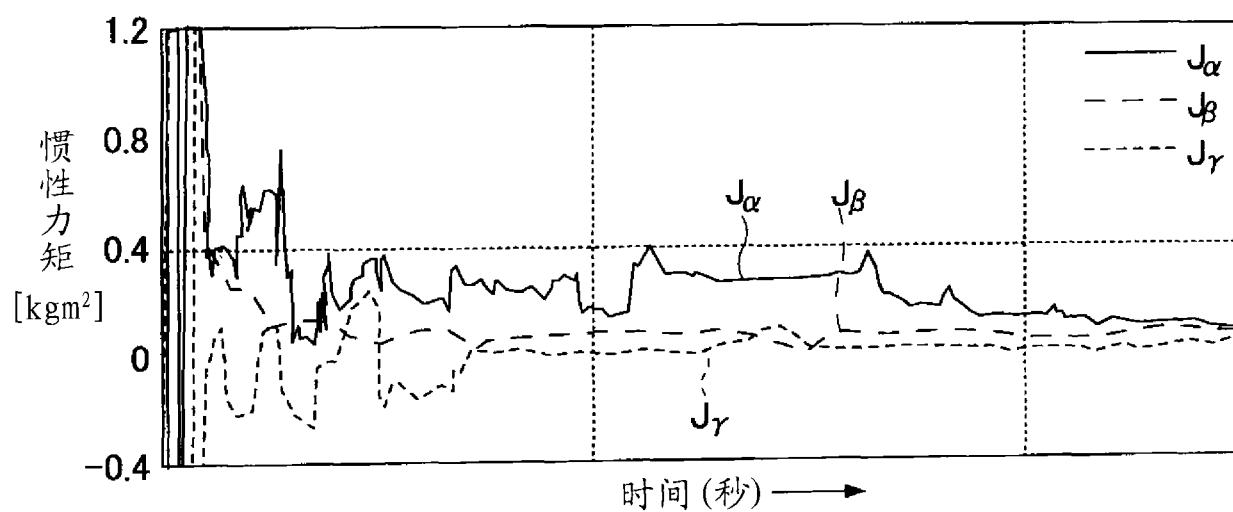


图 10A

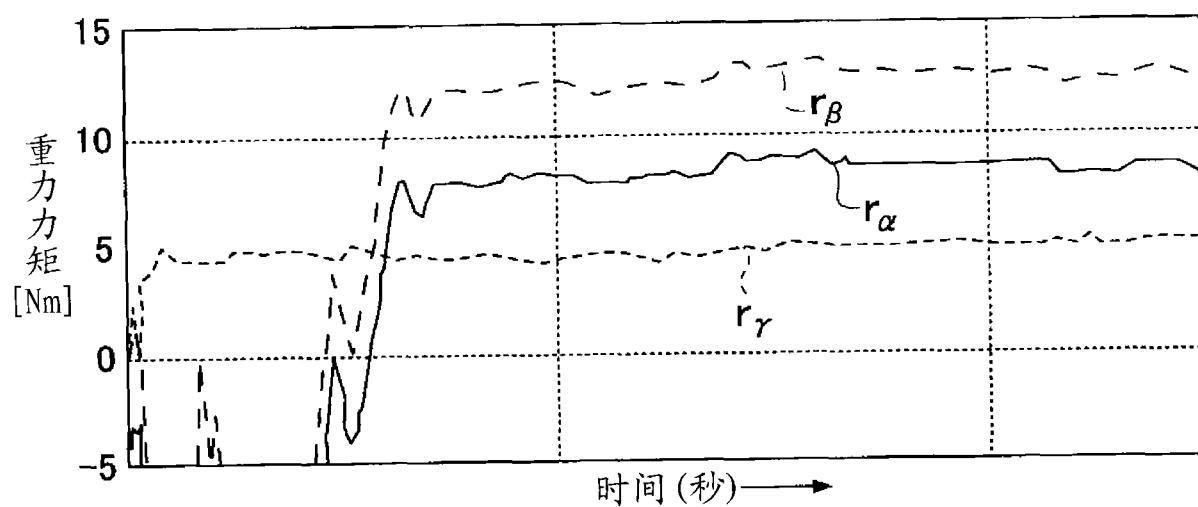


图 10B

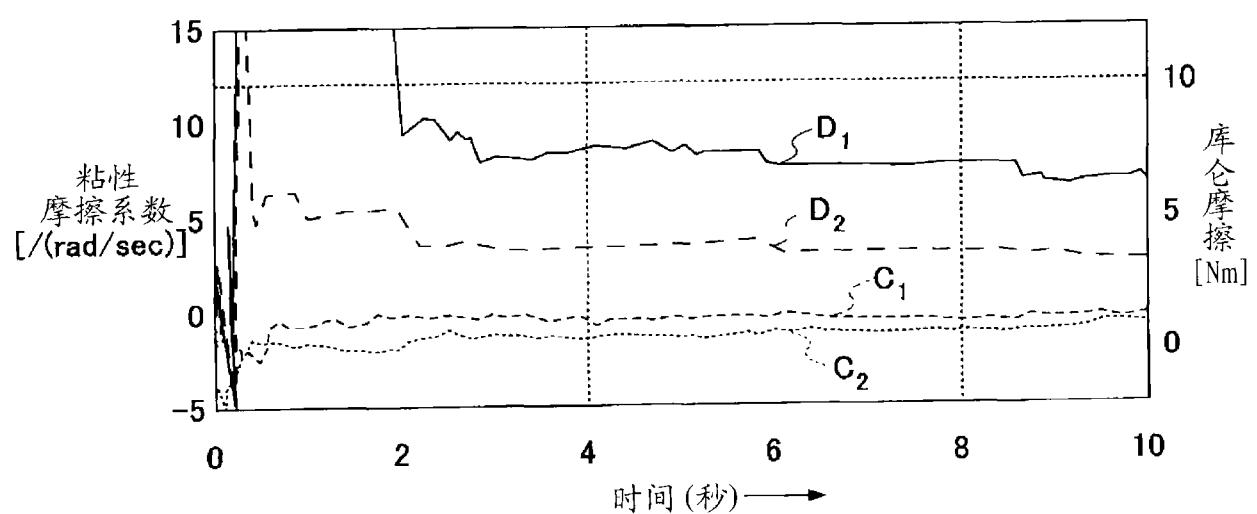
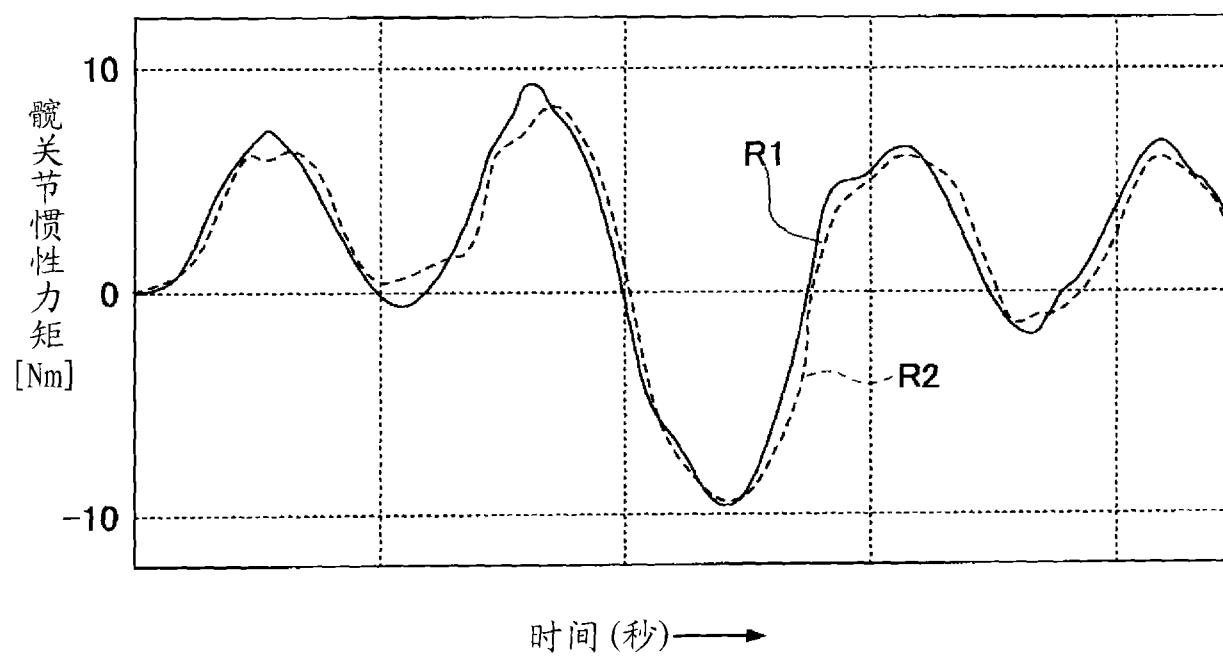


图 10C

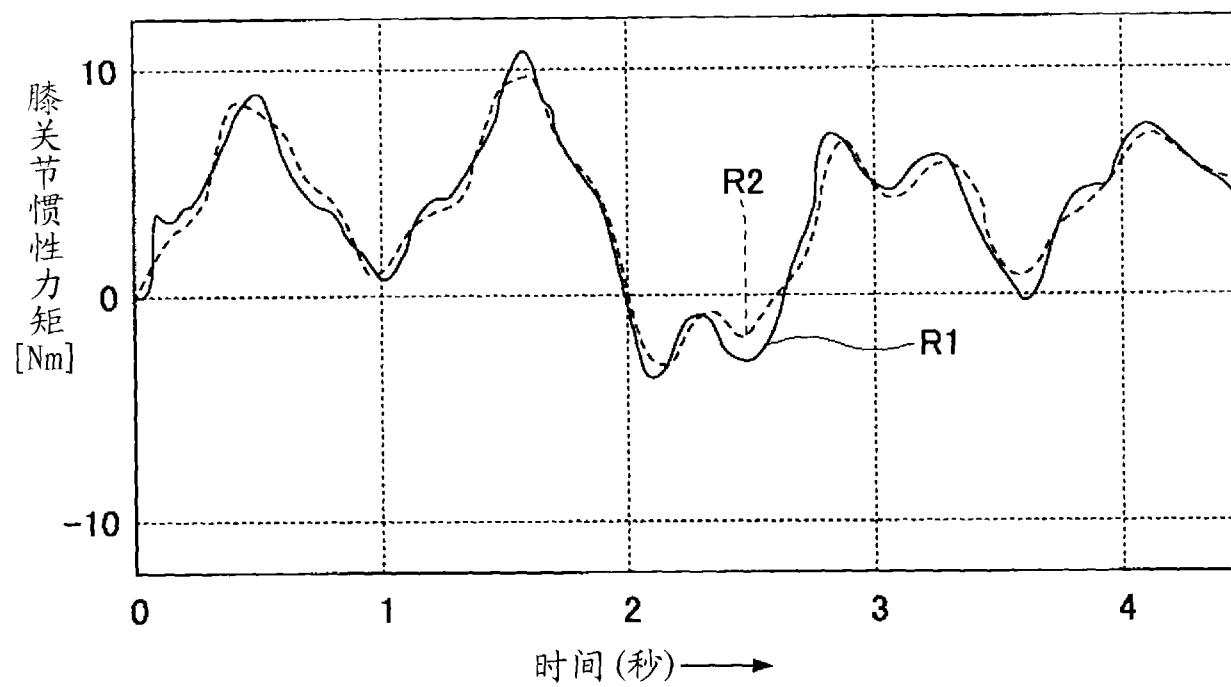
	惯性力矩 [kgm^2]			粘性摩擦系数 [Nm/(rad/sec)]			重力力矩 [Nm]			库仑摩擦 [Nm]	
	J_α	J_β	J_γ	D_1	D_2	r_α	r_β	r_γ	C_1	C_2	
非穿戴状态的 动作辅助装置10	0.026	0.246	0.037	4.666	1.974	2.882	2.882	2.451	0.238	0.400	
穿戴者A	0.116	0.098	0.016	4.808	2.026	10.931	10.931	4.978	1.064	0.586	
穿戴者B	0.209	0.141	0.020	5.476	2.403	12.128	12.128	5.567	0.772	0.513	
穿戴者C	0.163	0.120	0.002	5.142	2.189	11.530	11.530	5.273	0.918	0.550	

图 11



时间(秒)→

图 12A



时间(秒)→

图 12B

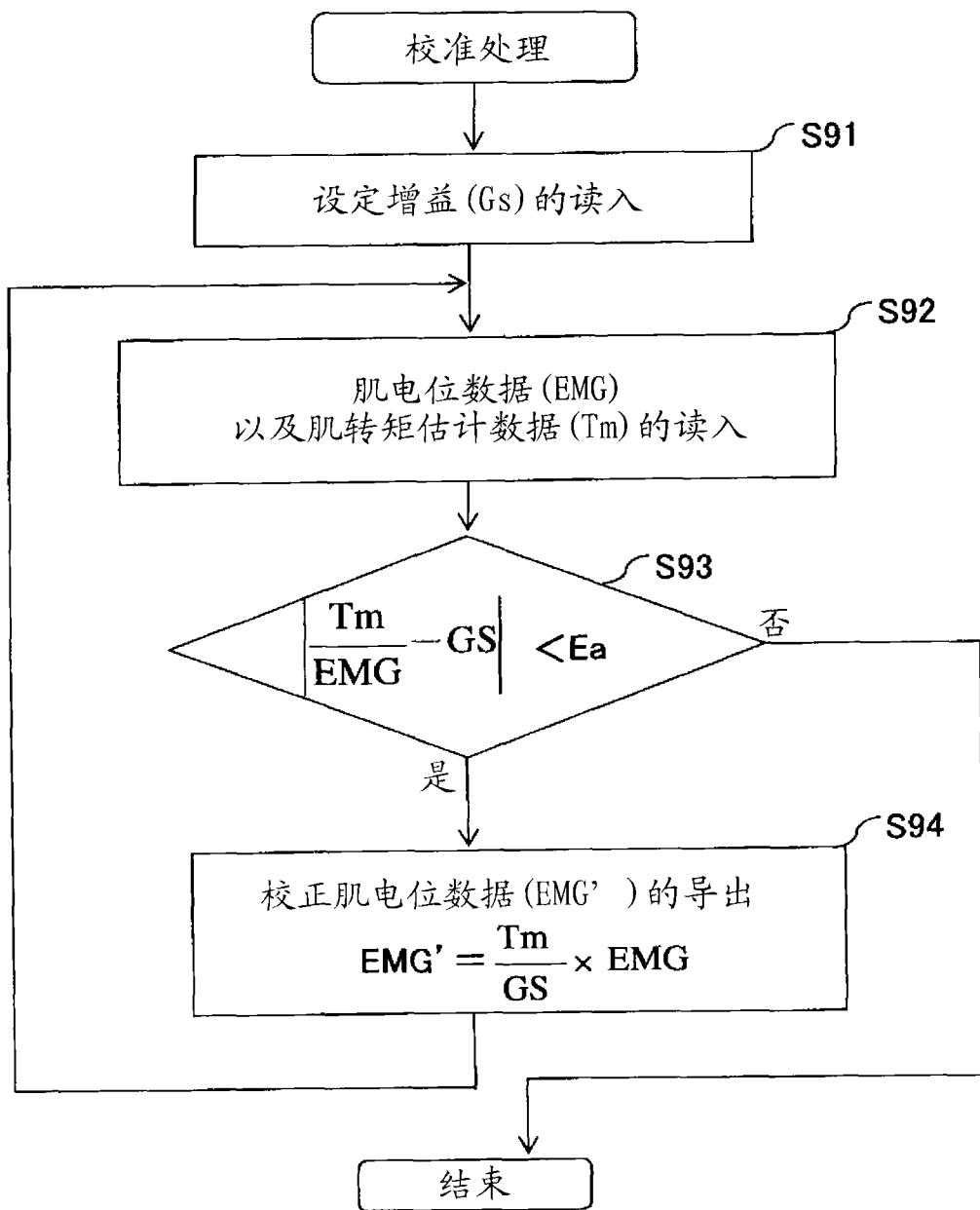


图 13

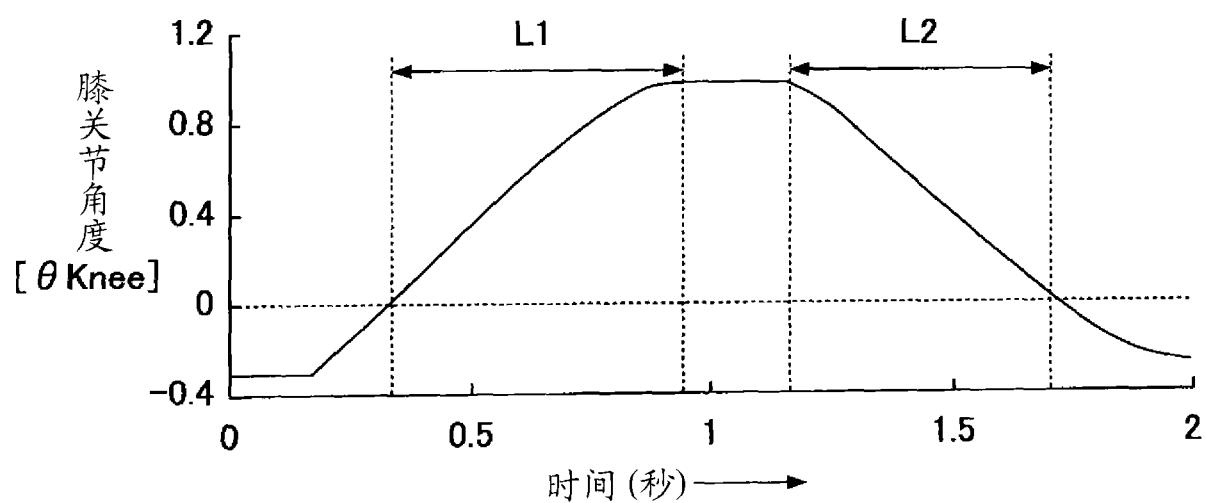


图 14A

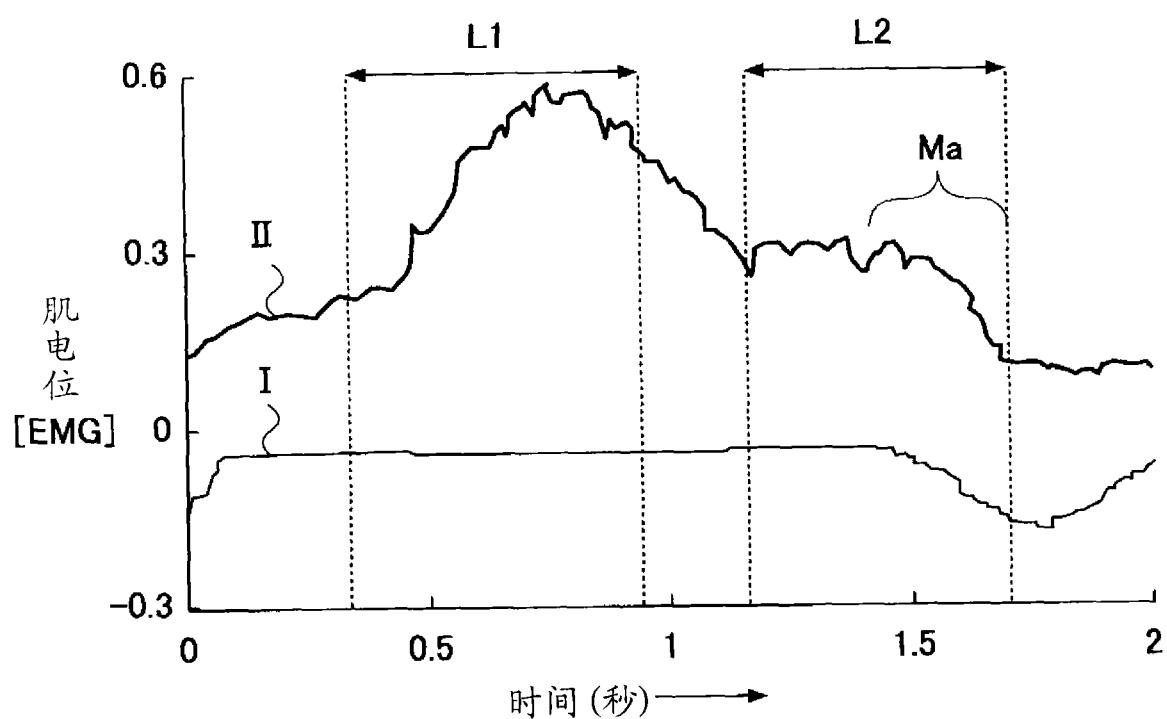


图 14B

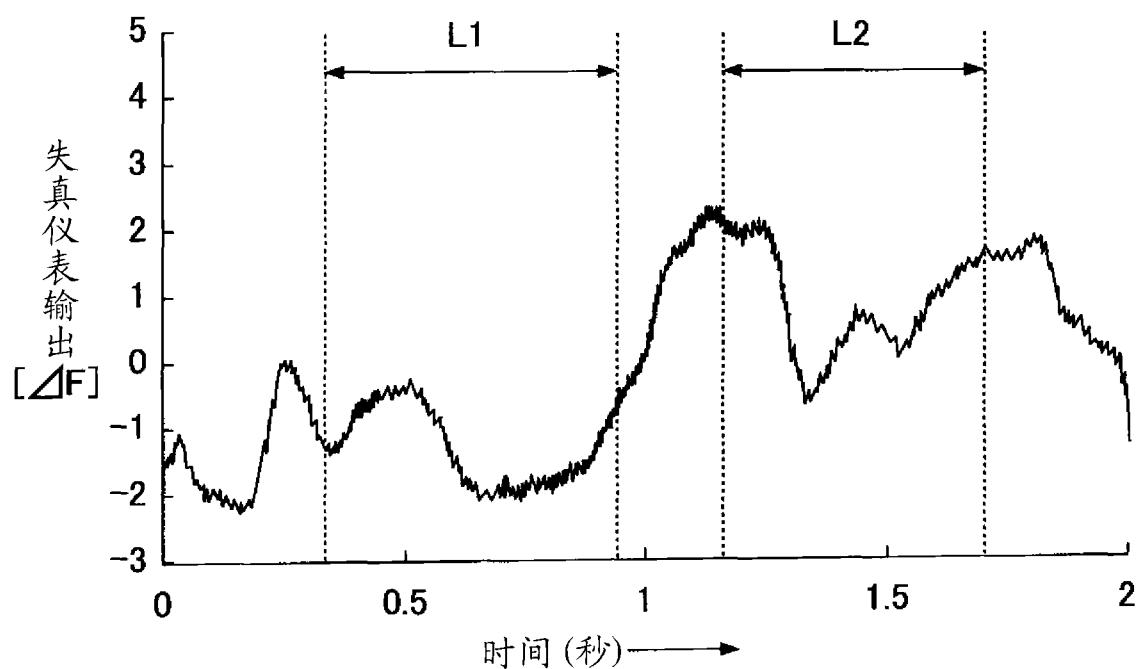


图 14C

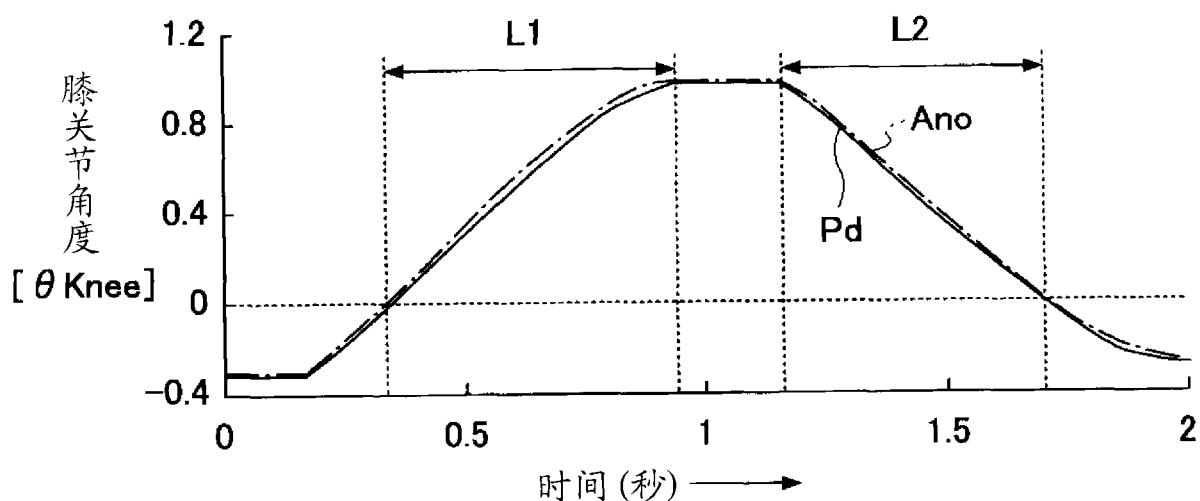


图 15A

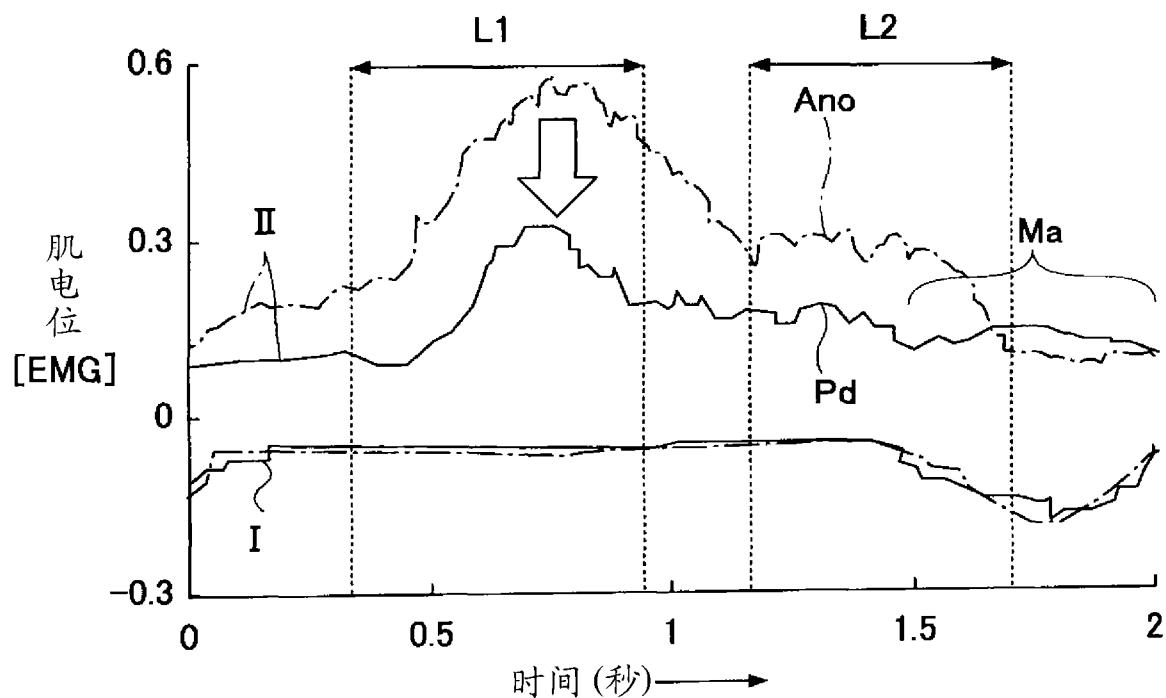


图 15B

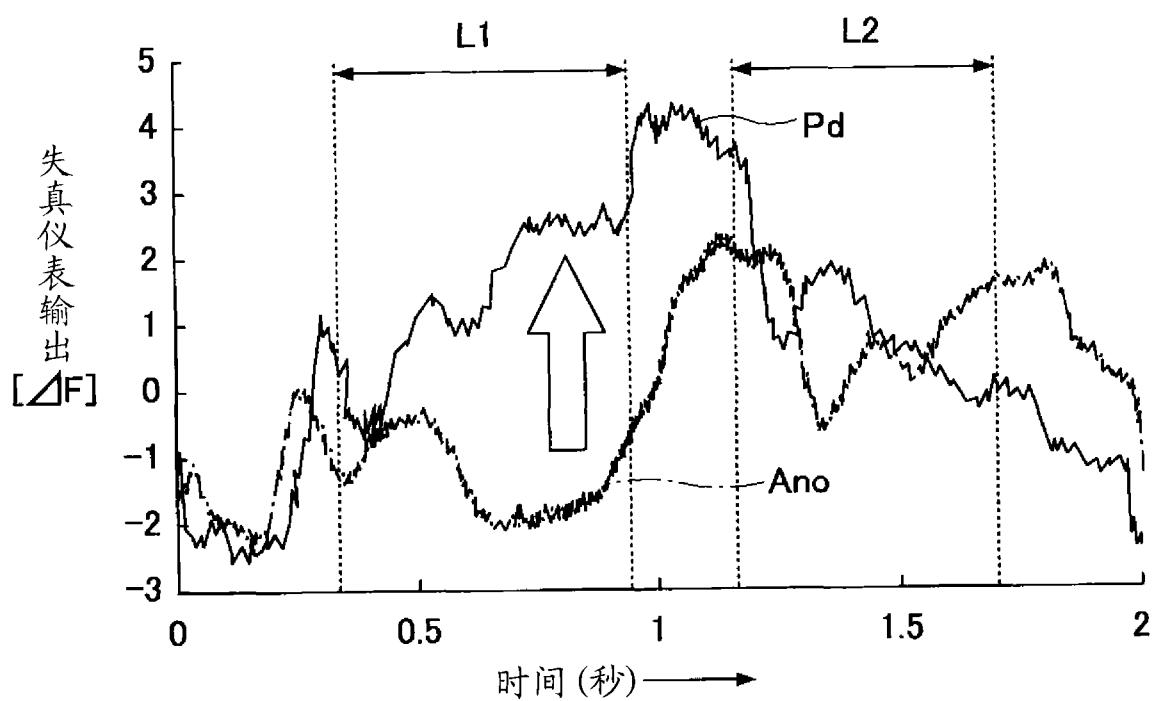
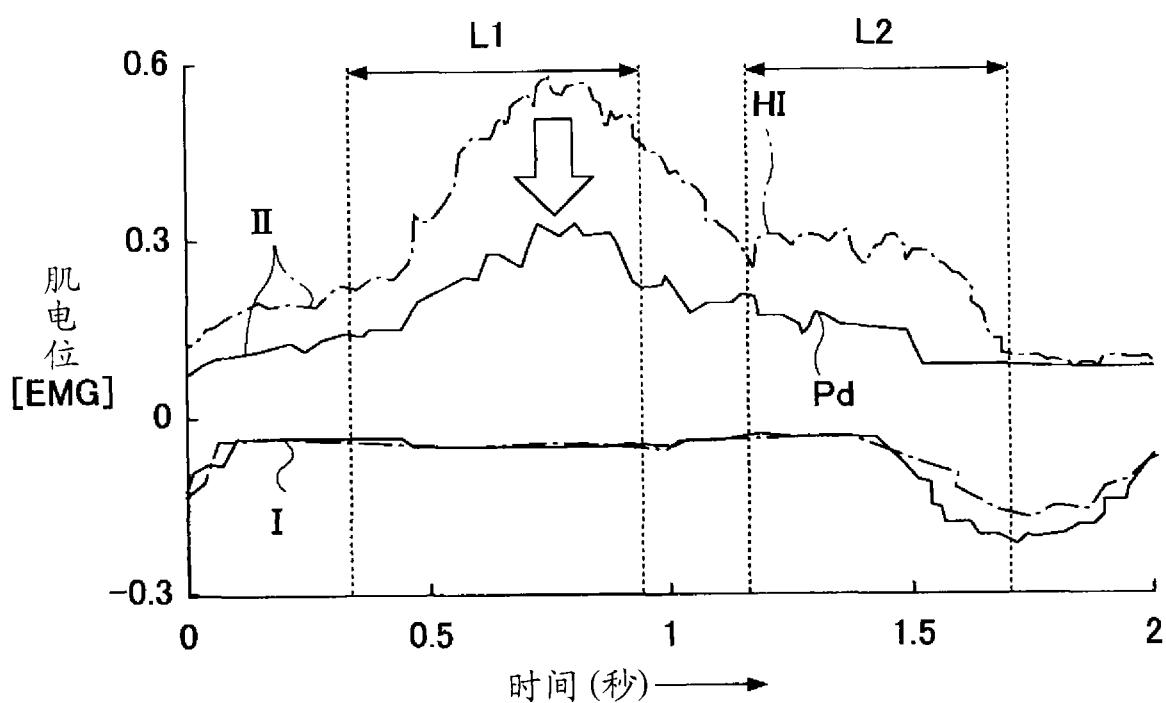
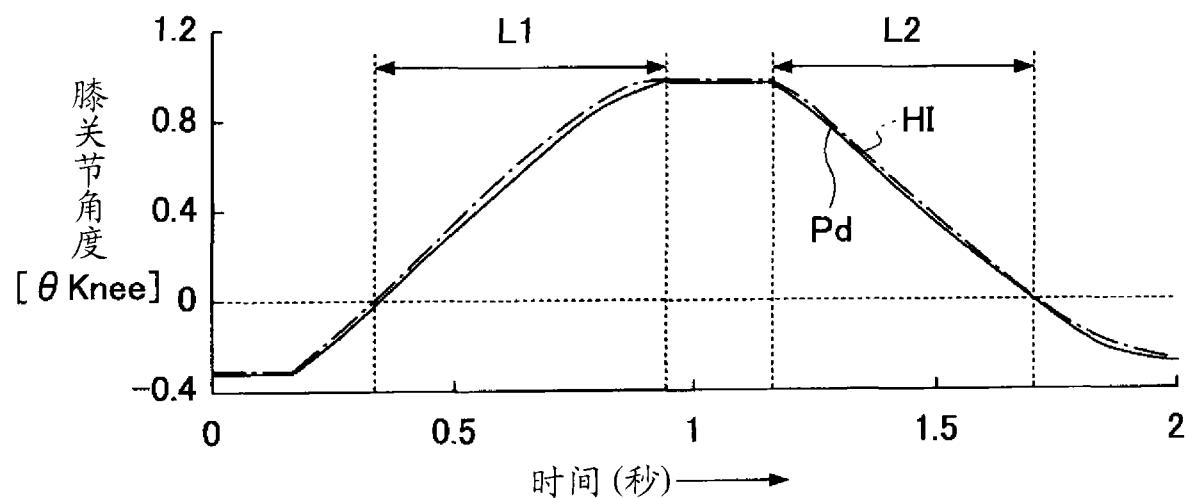


图 15C



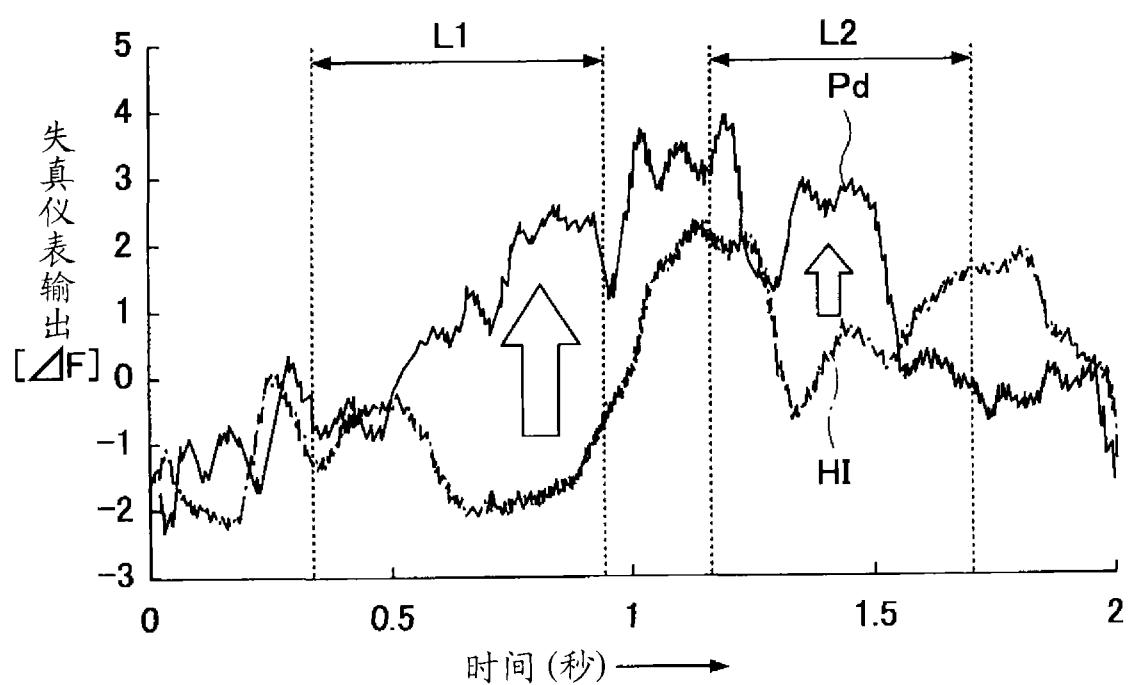


图 16C