

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.  
A63B 23/08 (2006.01)



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200480017063.2

[45] 授权公告日 2009年9月16日

[11] 授权公告号 CN 100540096C

[22] 申请日 2004.5.21

[21] 申请号 200480017063.2

[30] 优先权

[32] 2003.5.21 [33] JP [31] 144013/2003

[86] 国际申请 PCT/JP2004/007344 2004.5.21

[87] 国际公布 WO2004/110568 日 2004.12.23

[85] 进入国家阶段日期 2005.12.19

[73] 专利权人 松下电工株式会社

地址 日本大阪府

[72] 发明人 小泽尚久 四宫叶一 越智和弘

豊海百合贡 石野幸一 河本实

[56] 参考文献

WO9100755A 1991.1.24

US5704882A 1998.1.6

JP2002200193A 2002.7.16

JP2003062020 2003.3.4

CN2558375Y 2003.7.2

WO2004016324A1 2004.2.26

审查员 何苗

[74] 专利代理机构 隆天国际知识产权代理有限公司

代理人 王玉双 潘培坤

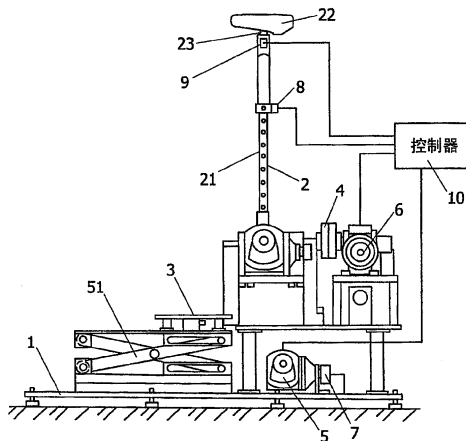
权利要求书4页 说明书36页 附图15页

[54] 发明名称

腿部训练设备

[57] 摘要

一种腿部训练设备，具有：固定在适当位置的基部；被构造成支撑使用者身体一部分的支撑部分；以及设置在基部与支撑部分之间的连接机构。该连接机构将支撑部分与基部可动地连接，使得由于使用者自重而作用至腿部的负载随使用者脚位置和重心位置之间的相对位移而变化。另外，该连接机构对支撑部分的移动方向进行限制，使得至少当作用至腿部的负载增加时，脚位置和重心位置之间的相对位移方向基本上被限制在膝关节弯曲和伸展的方向上。从而，可以为使用者有效提供施加较小负载至膝关节的锻炼。



1. 一种腿部训练设备，包括：

基部，其固定在适当位置；

支撑部分，其构造成支撑使用者身体的一部分，以便使用者的至少一部分自重作用于包括股骨区域的腿部；以及

连接机构，其构造成将所述支撑部分可移动地连接至所述基部，以便通过使用者自重作用至所述腿部的负载根据使用者脚位置和重心位置之间的相对位移而变化；并且其构造成对所述支撑部分的移动方向进行限制，以便至少当作用至所述腿部的负载增加时，脚位置和重心位置之间的相对位移方向被限制在膝关节弯曲和伸展的方向上。

2. 如权利要求 1 所述的腿部训练设备，其中，所述支撑部分包括踏板，使用者的脚放置在所述踏板上。

3. 如权利要求 1 所述的腿部训练设备，其中，所述支撑部分包括支撑装置，其构造成以坐姿支撑使用者。

4. 如权利要求 1 所述的腿部训练设备，其中，所述支撑部分包括支撑装置，其构造成以悬吊姿势支撑使用者。

5. 如权利要求 1 所述的腿部训练设备，其中，所述连接机构对所述支撑部分的移动方向进行限制，以便使用者的脚位置和臀部位置之间的距离保持恒定。

6. 如权利要求 3 所述的腿部训练设备，其中，所述支撑装置包括构造成支撑使用者臀部的座位构件，且所述座位构件通过所述连接机构以摆动的方式可移动地连接至所述基部。

7. 如权利要求 6 所述的腿部训练设备，其中该设备还包括驱动单元，其构造成以摆动方式移动所述座位构件。

8. 如权利要求 2 所述的腿部训练设备，其中，所述踏板通过所述连接机构与所述基部连接，以相对于所述基部沿水平方向及竖直方向中的至少一个方向移动。

9. 如权利要求 8 所述的腿部训练设备，其中，所述连接装置包括设置在所述踏板底侧的弹性构件。

10. 如权利要求 1 所述的腿部训练设备，其中，所述支撑部分包括：座

位构件，其构造成支撑使用者的臀部并且通过所述连接机构以摆动的方式可移动地连接至所述基部；以及踏板，其上放置使用者的脚；并且该腿部训练设备还包括联锁单元，其构造成使所述踏板的运动与所述座位构件的摆动同步。

11. 如权利要求 10 所述的腿部训练设备，其中该设备还包括：第一驱动单元，其构造成以摆动方式移动所述座位构件；第二驱动单元，其构造成移动所述踏板；以及控制单元，其构造成以同步方式控制所述第一驱动单元以及所述第二驱动单元。

12. 如权利要求 11 所述的腿部训练设备，其中，所述控制单元控制所述座位构件及所述踏板的运动，以使所述座位构件在相对于所述基部呈竖直姿势的位置、以及相对于所述竖直姿势呈小于或等于  $5^{\circ}$  的倾斜姿势的位置之间往返摆动，从而使使用者的膝部角度保持在小于或等于  $40^{\circ}$ ，且所述座位构件往返摆动的每秒钟往返次数小于或等于 2。

13. 如权利要求 6 所述的腿部训练设备，其中，所述座位构件包括：立柱，其通过所述连接机构连接至所述基部；鞍座，其设置于所述立柱的顶端以支撑使用者的臀部；以及结合装置，其构造成将所述鞍座与所述立柱结合，以提供所述鞍座相对于所述立柱的平行运动和旋转运动中的至少其中之一。

14. 如权利要求 13 所述的腿部训练设备，其中，所述结合装置将所述鞍座以跷跷板的方式可移动地支撑在所述立柱上。

15. 如权利要求 13 所述的腿部训练设备，其中，所述结合装置将所述鞍座可滑动地支撑在与所述立柱的轴线方向相交的平面内。

16. 如权利要求 15 所述的腿部训练设备，其中该设备还包括鞍座驱动单元，其构造成使所述鞍座相对于所述立柱滑动。

17. 如权利要求 13 所述的腿部训练设备，其中，所述立柱能沿其纵向方向收缩；且该腿部训练设备包括立柱驱动单元，其构造成使所述立柱伸长和缩短。

18. 如权利要求 13 所述的腿部训练设备，其中，所述立柱能沿其纵向方向收缩；且该腿部训练设备还包括：踏板，其上放置使用者脚；以及控制单元，其构造成对以摆动方式移动所述座位构件的第一驱动单元进行控制，使其与至少一个下述驱动单元同步：驱动所述踏板的第二驱动单元；使所述

立柱伸长和缩短的第三驱动单元；以及使所述鞍座在与所述立柱轴线方向相交的平面内滑动的第四驱动单元。

19. 如权利要求 1 所述的腿部训练设备，其中该设备还包括：测量单元，其构造成测量关于代谢的生理测量值；评估单元，其构造成根据所述测量单元的输出确定所述代谢；负载施加单元，其构造成向使用者施加负载；以及控制单元，其构造成根据所述评估单元提供的代谢控制通过所述负载施加单元施加至使用者的负载大小。

20. 如权利要求 19 所述的腿部训练设备，其中，所述评估单元利用权重因数为所述生理测量值赋予权重，从而获得作为代谢的加权生理测量值，其中，所述权重因数是进行所述负载施加单元提供锻炼的肌肉的体积以及进行所述锻炼的红肌的体积其中之一。

21. 如权利要求 1 所述的腿部训练设备，其中该设备还包括：负载传感器，其设置于所述支撑部分上以检测相对于使用者自重的、施加至所述腿部的负载；以及负载变化通知单元，其构造成以实时的方式向使用者通知由所述负载传感器所测负载随时间的变化。

22. 如权利要求 10 所述的腿部训练设备，其中，所述联锁单元使所述踏板的运动与所述座位构件的摆动同步，以便在使用者坐在所述座位构件上并且将脚放于所述踏板上的条件下，当使用者重心位置发生变化时，使用者膝关节的弯曲角度在小于或等于  $45^\circ$  的范围内。

23. 如权利要求 10 所述的腿部训练设备，其中，所述联锁单元使所述踏板的运动与所述座位构件的摆动同步，以便当使用者的重心位置发生变化时，使用者膝关节的弯曲角度保持恒定。

24. 如权利要求 10 所述的腿部训练设备，其中，所述联锁单元选择性地提供第一锻炼模式和第二锻炼模式；在第一锻炼模式中，所述踏板的运动与所述座位构件的摆动同步，以便在使用者坐在所述座位构件上并且将脚放于所述踏板上的条件下，当使用者重心位置发生变化时，使用者膝关节的弯曲角度在小于或等于  $45^\circ$  的范围内；在第二锻炼模式中，所述踏板的运动与所述座位构件的摆动同步，以便当使用者的重心位置发生变化时，使用者膝关节的弯曲角度保持恒定；并且，该腿部训练设备包括选择器，其构造成选择所述第一锻炼模式和所述第二锻炼模式其中之一。

25. 如权利要求 1 所述的腿部训练设备, 其中该设备还包括: 输入单元, 其构造成输入使用者的数据; 计算单元, 其构造成根据从所述输入单元输入的数据, 计算待由使用者施加至所述支撑部分的压力的适当范围; 压力传感器, 其构造成检测由使用者实际施加至所述支撑部分的压力; 以及显示单元, 其构造成向使用者显示由所述计算单元提供的所述适当范围以及由所述压力传感器所测的实际压力值。

26. 如权利要求 1 所述的腿部训练设备, 其中该设备还包括: 输入单元, 其构造成输入使用者的数据; 计算单元, 其构造成根据从所述输入单元输入的数据, 计算待由使用者施加至所述支撑部分的压力的适当范围; 压力传感器, 其构造成检测由使用者实际施加至所述支撑部分的压力; 以及控制单元, 其构造成以反馈的方式控制所述连接机构, 使所述压力传感器所测的压力值保持在所述适当范围内。

27. 如权利要求 4 所述的腿部训练设备, 其中, 所述支撑装置包括: 身体保持单元, 其构造成以悬吊姿势保持使用者身体, 并且通过所述连接机构以摆动的方式可移动地连接至所述基部; 以及踏板, 其上放置使用者脚; 其中, 所述腿部训练设备还包括联锁单元, 其构造成使所述踏板的运动与所述身体保持单元的摆动同步。

28. 如权利要求 27 所述的腿部训练设备, 其中, 所述身体保持单元包括: 腰部保持构件, 其构造成保持使用者的腰; 以及用于使用者的悬吊构件, 其构造成能沿其轴线方向收缩。

29. 如权利要求 27 所述的腿部训练设备, 其中该设备还包括驱动单元, 其构造成以摆动的方式移动所述身体保持单元。

30. 如权利要求 27 所述的腿部训练设备, 其中该设备还包括: 第一驱动单元, 其构造成以摆动的方式移动所述身体保持单元; 第二驱动单元, 其构造成移动所述踏板; 以及控制单元, 其构造成以同步的方式控制所述第一驱动单元以及所述第二驱动单元。

## 腿部训练设备

### 技术领域

本发明涉及一种设备，其可由膝痛的使用者使用以有效地训练腿部肌肉，并且优选地用于美体锻炼或者克服身体懒惰的目的。

### 背景技术

过去，固定式脚踏机（cycling machine）（室内锻炼自行车）以及固定式跑步机（踏车）公知为锻炼辅助装置，以允许使用者主动地锻炼腿部肌肉。另一方面，作为为使用者提供被动锻炼而不需要使用者主动做动作的另一种锻炼辅助装置，提出了一种骑马式健身器材（例如日本特开平 No. 11-155836）。

当使用室内锻炼自行车或踏车时，有时膝部弯曲和拉伸的锻炼会过度，或者膝关节上会作用有大于使用者自重的负载。这些对于具有膝痛的使用者而言并不合适。另一方面，当使用传统的骑马式健身器材时，由于使用者在锻炼过程中坐在座位上，因此作用到膝关节上的负载相对较小。不过，由于其目的在于主要使身体躯干处例如后背腰部的肌肉收缩，因此并不能十分有效地使腿部肌肉收缩。

另外，通过有氧运动减少身体脂肪可以有效防止在近近年来趋于快速增加的与生活方式有关的疾病。此外，当通过积极使肌肉收缩而提高胰岛素敏感性来增强糖代谢时，也有助于防止与生活方式有关的疾病。使具有较大体积肌肉的股骨区域的肌肉收缩可有效地增加糖代谢。另一方面，由于糖尿病患者通常具有膝痛，因此他们不能进行诸如蹲伏等锻炼以使股骨区域的肌肉有效收缩。另外，即时他们进行诸如走路等少量运动，也可能造成临床恶化或者膝痛增加。因此，不能进行这些锻炼的人具有强烈的锻炼愿望。

在这种情况下，就期望能开发既能有效锻炼腿部肌肉同时减小作用于膝部的负载的设备。

## 发明内容

鉴于上述问题，本发明的主要目的是提供一种腿部训练设备，其可使具有膝痛的使用者进行使股骨区域的肌肉收缩的锻炼，从而有效地防止与生活方式有关的疾病。

即，本发明的腿部训练设备的特征在于包括：基部，其固定在适当位置；支撑部分，其构造成支撑使用者身体的一部分，以便使用者的至少一部分自重作用于包括股骨区域的腿部；以及连接机构，其构造成将所述支撑部分移动式地连接至所述基部，以便通过使用者自重作用至所述腿部的负载根据使用者脚位置和重心位置之间的相对位移而变化；并且其构造成对所述支撑部分的移动方向进行限制，以便至少当作用至所述腿部的负载增加时，脚位置和重心位置之间的相对位移方向基本上被限制在膝关节弯曲和伸展的方向上。

根据本发明，在使用者身体的一部分由支撑部分支撑时，可以向使用者包括股骨区域的腿部肌肉施加相对较轻的负载。换句话说，由于施加至使用者的相对较轻负载增强了股骨部分的肌肉代谢（其能对于糖代谢有效），因此可以向由于关节炎疼痛及肌肉强度恶化而导致锻炼能力下降的使用者提供适当的腿部训练。另外，通过持续使用该训练设备，有望能防止并改善与生活方式有关的疾病。此外，在本发明中，使用者脚位置和重心位置之间的相对位移方向被基本限制在膝关节弯曲和伸展的方向上。这意味着可以将施加负载的方向限制在连接膝部中心和第二脚趾的方向上。当沿这样的方向施加负载时，可以向具有膝痛例如膝关节骨关节炎的使用者安全地进行使腿部肌肉收缩的训练，而不会造成临床恶化或膝痛。由于支撑部可移动地连接至基部，因此可以采用如下任一结构：供使用者放脚的踏板；以坐姿支撑使用者的支撑装置；或者以悬吊姿势支撑使用者的支撑装置。另外，优选地，连接机构限制支撑部分的移动方向，使使用者脚位置和臀部位置之间的距离基本保持恒定。

在上述的腿部训练设备中，当支撑部分由踏板提供时，优选地，踏板通过连接机构连接至基部，以相对于所述基部沿水平方向及竖直方向中的至少一个方向移动。

在如上的腿部训练设备中，当支撑部分由以坐姿支撑使用者的支撑装置

提供时，优选地，该支撑装置包括座位构件，其构造成支撑使用者臀部的座位构件，且通过所述连接机构以摆动的方式移动式地连接至所述基部。在这种情况下，当使用者的一部分体重通过使使用者臀部骑坐于座位构件上而得以支撑时，可以实现座位构件的摆动，以便施加至使用者的包括股骨区域的腿部的负载增强肌肉收缩。此外，优选地，使用驱动单元，其构造成以摆动方式移动所述座位构件。通过控制以不需要使用者主动做动作的被动方式作用至使用者腿部的负载的大小，可以增强肌肉收缩。因此，对于由于肌肉强度恶化导致步态紊乱，或者需要康复锻炼的使用者而言，很容易进行腿部训练。此外，由于所述驱动单元在重复同样的锻炼时可以具有导引功能，因此可以以一种消遣的心态愉快地进行所述训练。

在上述腿部训练设备中，优选地，支撑部分具有：座位构件，其构造成支撑使用者的臀部并且通过所述连接机构以摆动的方式移动式地连接至所述基部；以及踏板，其上放置使用者的脚；并且所述踏板可以通过联锁单元与所述座位构件的摆动同步地运动。此时，踏板的位置可以随座位构件的摆动而变化，从而防止膝部弯曲角度的变化。换句话说，由于可以进行基本相当于等长收缩的锻炼，因此可以减小由于膝关节弯曲和伸展而导致的膝部损伤。因此，不需要膝关节弯曲和伸展就可以实现肌肉收缩。这样，即使使用者具有由于膝关节骨关节炎产生的膝痛，也可以安全地进行腿部训练。此外，特别优选地，该腿部训练设备具有：第一驱动单元，其构造成以摆动方式移动所述座位构件；第二驱动单元，其构造成移动所述踏板；以及控制单元，其构造成以同步方式控制所述第一驱动单元以及所述第二驱动单元。通过适当调整第一和第二驱动单元之间的关系，可以改变施加至使用者腿部的负载，以提供基本不改变膝关节弯曲角度的腿部训练。因此，通过根据使用者的需要改变作用至腿部的负载，可以有效地促进股骨区域的肌肉收缩。

另外，优选地，所述座位构件具有：立柱，其通过所述连接机构连接至所述基部；鞍座，其设置于所述立柱的顶端以支撑使用者的臀部；以及结合装置，其构造成将所述鞍座与所述立柱结合，以提供所述鞍座相对于所述立柱的平行运动和旋转运动中的至少其中之一。在这种情况下，由于除了座位构件的摆动外还提供了鞍座的运动，因此使用者重心的位置变化可以更大。例如，当立柱倾斜且鞍座移动时，由于使用者重心的位移更大，因此作用至



使用者腿部的负载可以进一步增加。可选地，鞍座可以沿使作用至使用者腿部负载减小的方向移动。

为实现鞍座的所述旋转运动，优选地，所述结合装置将所述鞍座以跷跷板的方式移动式地支撑在所述立柱上。为实现鞍座的所述平行运动，优选地，所述结合装置将所述鞍座滑动式地支撑在与所述立柱的轴线方向相交的平面内。此外，特别优选地，该腿部训练设备具有鞍座驱动单元，其构造成使所述鞍座相对于所述立柱的滑动。

在使用该座位构件的腿部训练设备中，优选地，所述立柱能沿其纵向方向收缩，且该腿部训练设备具有立柱驱动单元，其构造成使所述立柱伸长和缩短。在这种情况下，由于膝关节的弯曲角度随立柱的伸长和缩短而变化，因此可以调整作用至使用者腿部的负载的大小。此外，使用者臀部的位置可以根据使用者的腿长而适当调整。

根据本发明的腿部训练设备的另一优选实施例，所述立柱能沿其纵向方向收缩，且该腿部训练设备具有供使用者放脚的踏板，以及控制单元，所述控制单元构造成对以摆动方式移动所述座位构件的第一驱动单元进行控制，使其与至少一个下述驱动单元同步：驱动所述踏板的第二驱动单元；使所述立柱伸长和缩短的第三驱动单元；以及使所述鞍座在与所述立柱轴线方向相交的平面内滑动的第四驱动单元。在这种情况下，通过将所述第一驱动单元与所述第二至第四驱动单元中的至少一个组合，可以增大锻炼程序设计的自由度，并且根据使用者的需求提供各种腿部训练。

在上述的腿部训练设备中，优选地，所述联锁单元使所述踏板的运动与所述座位构件的摆动同步，以便在使用者坐在所述座位构件上并且将脚放于所述踏板上的条件下，当使用者重心位置发生变化时，使用者膝关节的弯曲角度在小于或等于  $45^\circ$  的范围内。在这种情况下，即使使用者具有例如膝关节骨关节炎的膝痛，也可以使用该腿部训练设备而不会造成临床恶化或膝痛。或者，优选地，所述联锁单元使所述踏板的运动与所述座位构件的摆动同步，以便当使用者的重心位置发生变化时，使用者膝关节的弯曲角度基本保持恒定。

在上述的腿部训练设备中，同样优选地，所述联锁单元选择性地提供第一锻炼模式和第二锻炼模式；在第一锻炼模式中，所述踏板的运动与所述座

位构件的摆动同步，以便在使用者坐在所述座位构件上并且将脚放于所述踏板上的条件下，当使用者重心位置发生变化时，使用者膝关节的弯曲角度在小于或等于  $45^\circ$  的范围内；在第二锻炼模式中，所述踏板的运动与所述座位构件的摆动同步，以便当使用者的重心位置发生变化时，使用者膝关节的弯曲角度基本保持恒定；并且，该腿部训练设备具有选择器，其构造成选择所述第一锻炼模式和所述第二锻炼模式其中之一。

另外，优选地，该腿部训练设备具有：测量单元，其构造成测量关于代谢的生理测量值；评估单元，其构造成根据所述测量单元的输出确定所述代谢；负载施加单元，其构造成向使用者施加负载；以及控制单元，其构造成根据所述评估单元提供的代谢控制通过所述负载施加单元施加至使用者的负载的大小。在这种情况下，进一步优选地，所述评估单元利用权重因数为所述生理测量值赋予权重，从而获得作为代谢的加权生理测量值，其中，所述权重因数是进行所述负载施加单元提供锻炼的肌肉的体积以及进行所述锻炼的红肌的体积其中之一。

此外，优选地，本发明的腿部训练设备具有：负载传感器，其设置于所述支撑部分上以检测相对于使用者自重的、施加至所述腿部的负载；以及负载变化通知单元，其构造成以实时的方式向使用者通知由所述负载传感器所测负载随时间的变化。在这种情况下，由于作用至使用者腿部的负载随时间的变化以实时的方式显示给使用者，因此很容易就可以检查是否向使用者施加了适当的负载。当负载过量或不足时，使用者可以通过调节所述设备或者移动使用者的身体位置从而在适当的负载下进行锻炼。

另外，优选地，该腿部训练设备具有：输入单元，其构造成输入使用者的数据；计算单元，其构造成根据从所述输入单元输入的数据，计算待由使用者施加至所述支撑部分的压力的适当范围；压力传感器，其构造成检测由使用者实际施加至所述支撑部分的压力；以及显示单元，其构造成向使用者显示由所述计算单元提供的所述适当范围、以及由所述压力传感器所测的实际压力值。根据本发明，由于所述显示单元提供根据使用者特有的数据例如体重、年龄、性别、有无疾病、疾病名称及临床记录等确定的适当负载范围，因此使用者在进行腿部训练的同时可以理解最适于各使用者的负载范围。

此外，优选地，该腿部训练设备具有：输入单元，其构造成输入使用者

的数据；计算单元，其构造成根据从所述输入单元输入的数据，计算待由使用者施加至所述支撑部分的压力的适当范围；压力传感器，其构造成检测由使用者实际施加至所述支撑部分的压力；以及控制单元，其构造成以反馈的方式控制所述连接机构，使由所述压力传感器所测的压力值保持在所述适当范围。根据本发明，由于通过例如体重、年龄、性别、有无疾病、疾病名称及临床记录等参数确定了目标范围，因此可以施加适于使用者的负载。特别地，当使用者的体重被用作待输入参数时，所述目标范围可以根据作用至腿部（主要是股骨区域）的负载与使用者体重的比而确定（其由所述压力传感器所测压力值计算），因此可以不用考虑使用者体重的差异而获得适当的目标范围。此外，通过所述反馈控制可以改进该腿部训练设备的安全性。

在该腿部训练设备中，优选地，所述支撑装置具有：身体保持单元，其构造成以悬吊姿势保持使用者身体，并且通过所述连接机构以摆动的方式移动式地连接至所述基部；以及供使用者放脚的踏板；其中，所述腿部训练设备还具有联锁单元，其构造成使所述踏板的运动与所述身体保持单元的摆动同步。特别地，所述身体保持单元优选设置有：腰部保持构件，其构造成保持使用者的腰；以及用于使用者的悬吊构件，其构造成能沿其轴线方向收缩。当需要在使用者臀部不接触座位构件的情况下进行腿部训练时这个是有用的。

此外，优选地，所述腿部训练设备具有驱动单元，其构造成以摆动的方式移动所述身体保持单元。特别地，所述的腿部训练设备优选具有：第一驱动单元，其构造成以摆动的方式移动所述身体保持单元；第二驱动单元，其构造成移动所述踏板；以及控制单元，其构造成以同步的方式控制所述第一驱动单元以及所述第二驱动单元。

从下述实施本发明的最佳模式，本发明的其他特征以及由其产生的优点将更加显而易见。

## 附图说明

图 1 是根据本发明第一实施例的腿部训练设备的示意图；

图 2A 至图 2C 为该腿部训练设备工作情形的解释性视图；

图 3A 和图 3B 为具有移动式踏板的腿部训练设备的工作情形的解释性视

图；

图 4A 和图 4B 为具有固定式踏板的腿部训练设备的工作情形的解释性视

图；

图 5A 和图 5B 为座位构件倾斜时鞍座的工作情形的解释性视图；

图 6 为座位构件倾斜时鞍座的另一工作情形的解释性视图；

图 7A 和图 7B 为解释性视图，示出了用于该实施例的鞍座的结合装置的一个例子；

图 8A 和图 8B 为解释性视图，示出了用于鞍座的结合装置的另一个例子；

图 9 为立体图，示出了用于鞍座的结合装置的又一个例子；

图 10 为肌肉代谢的测量结果的图表；

图 11 为糖代谢的测量结果的图表；

图 12 为膝痛的感官评估结果的图表；

图 13 为锻炼条件和积分 EMG 之间关系的图表；

图 14 为表示作用到踏板上的自重比与座位构件摆动的往返次数之间关系的图表；

图 15 为表示锻炼状态和作用至踏板上的自重比之间关系的图表；

图 16A 和图 16B 为解释性视图，示出了根据该实施例的一种修改的用于座位构件的连接机构；

图 17 为该腿部训练设备的控制单元的方框图；

图 18 为表示相对负载和肌肉代谢之间关系的图表；

图 19 为根据该实施例的一种修改的腿部训练设备的示意图；

图 20 为用于选取较大代谢运动方式的运动确定装置；

图 21 为根据本发明第二实施例的腿部训练设备的示意图；

图 22 为该腿部训练设备的连接机构的立体图；

图 23A 和图 23B 为该腿部训练设备的工作情形的解释性视图；

图 24A 为根据本发明第三实施例的腿部训练设备的踏板和座位构件的互锁单元的示意图；图 24B 为该踏板结构的立体图；

图 25 为该腿部训练设备的踏板的第一修改例的示意图；

图 26 为该腿部训练设备的踏板的第二修改例的示意图；

图 27 为该腿部训练设备的踏板的第三修改例的示意图；

图 28 为该腿部训练设备的踏板的第四修改例的示意图；

图 29 为该腿部训练设备的踏板的第五修改例的示意图；

图 30A 和图 30B 为根据本发明第四实施例的腿部训练设备的工作情形的解释性视图；

图 31 为根据该实施例的一个修改例的腿部训练设备的示意图；

图 32 为根据本发明第五实施例的腿部训练设备的示意性立体图；

图 33A 为该腿部训练设备的连接机构的工作情形的解释性视图，图 33B 为示出了踏板位置以及由该连接机构提供的移动路径的视图；

图 34A 和图 34B 为根据本发明第六实施例的腿部训练设备的示意性侧视图和俯视图；

图 35A 至图 35C 为该腿部训练设备的驱动单元的示意性侧视图、俯视图以及主视图；

图 36A 和图 36B 为解释性视图，其示出了用于不同身高使用者的座位位置调节器的工作情形；以及

图 37 为该腿部训练设备的踏板的一种修改例的示意图。

## 具体实施方式

下面根据优选实施例对本发明的腿部训练设备进行详细说明。

### <第一实施例>

如图 1 所示，该实施例的腿部训练设备具有安装在地面上的基部 1、用于支撑使用者臀部的座位构件 2、以及一对供使用者搁脚的踏板 3。座位构件 2 和踏板 3 通过连接机构 4、5 安装到基部 1 上。马达 6、7 分别作为驱动单元与连接机构 4、5 连接，并且由控制器 10 进行控制。马达 7 被设置为用于每个踏板 3。

座位构件 2 设有：立柱 21，立柱 21 的顶端设置有鞍座以支撑使用者的臀部；结合部 23，用于将鞍座与立柱结合以实现鞍座相对于立柱的平行运动和旋转运动。鞍座被构造成三角形，且俯视时其前端部（坐在鞍座 22 上的使用者的前侧）的宽度窄于后端部。鞍座 22 也可以构造成其他形状，例如座椅式或马背式等。立柱 21 的底端与连接机构 4 连接。

在该实施例中，连接机构 4 具有沿前后方向及左右方向延伸的转轴。举

例来说，立柱 21 可沿前后方向围绕沿左右方向延伸的转轴做枢转运动，并且包括所述沿左右方向延伸转轴的接头可沿左右方向围绕沿前后方向的转轴做枢转运动。因此，根据该连接机构 4，立柱 21 的底端用作杠杆支点，立柱 21 可以摆动的方式前后移动及转动。在该实施例中，连接机构 4 通过两个马达 6 而提供立柱 21 沿任选方向的摆动。

立柱 21 以一种嵌套结构而可伸缩地形成，其具有底端部和顶端部。附图标记 8 表示马达，其作为驱动单元设置在立柱 21 的纵向中部处。该马达 8 的转动使立柱 21 伸长和缩短。此外，附图标记 9 表示马达，其作为驱动单元设置在立柱 21 和鞍座 22 之间的结合部 23 处。该马达 9 可使鞍座 22 相对于立柱 21 沿前后方向做摆动。

用于踏板 3 的连接机构 5 具有设置在基部 1 上的伸缩装置 (pantograph) 51，踏板 3 安装在该伸缩装置 51 上。作为驱动单元设置在连接机构 5 内的马达 7 可使踏板 3 通过伸缩装置 51 的伸展和收缩而进行上下运动。

简要地说，座位构件 2 通过马达 6 可以摆动方式来回运动及转动。通过马达 7 可以实现踏板 3 的上下运动。通过马达 8 可以实现立柱 21 的伸展和收缩。马达 9 可使鞍座 22 相对于立柱 21 沿前后方向做角度调整。通过分别使用两个用于座位构件 2 的马达 6、以及两个用于踏板 3 的马达 7，对全部的六个马达 6 至 9 进行控制可以获得上述运动的组合。如前所述，马达 6 至 9 中的每一个均由使用微型计算机作为主要组件的控制器 10 进行控制。在控制器 10 中，安装有多组用于马达 6 至 9 中每一个马达的转角的时序数据，以获得适当的锻炼负载。因此，通过选择适当的时序数据组可以获得期望的操作。

根据提供给使用者的腿部训练类型，选择性地驱动马达 6 至 9。基本上，马达 6 始终被驱动以提供座位构件 2 的摆动。当不使用其他马达 7~9 时，仅提供座位构件 2 的摆动。下文将要述及，优选地，以与移动座位构件 2 的马达 6 同步的方式，驱动用于移动踏板 3 的马达 7 以及用于移动鞍座 22 的马达 9 中至少一个。

下面将对使用上述腿部训练设备的方法进行说明。首先，使用者坐在鞍座 22 上，并将脚放在踏板 3 上。踏板 3 和鞍座 22 之间的位置关系可以根据使用者的腿长，通过调整踏板 3 的高度及立柱 21 的长度中的至少一个而改

变。

当通过坐在鞍座 22 上的使用者提供座位构件 2 的摆动时，使用者的重心位置相对于使用者脚的位置发生移位。坐在座位构件 2 上的使用者的重心位于使用者臀部略靠前的位置。当座位构件 2 从直立位置向前倾斜时，使用者的重心位置向前移位，从而作用至使用者腿部包括股骨区域的负载相对于使用者自重的比增大。此外，当座位构件 2 沿使用者的左右方向倾斜时，由使用者自重产生的负载主要作用至座位构件 2 倾斜侧的这条腿上。因此，由于鞍座 22 承受使用者的一部分自重，并且作用至腿上（尤其是肌肉体积相对较大的股骨区域）的负载由于座位构件 2 的摆动而改变，因此可以有效地实现肌肉代谢。

在该实施例的腿部训练设备中，如上所述，腿部训练是在使用者坐于鞍座 22 上并且将脚放于踏板 3 上的这样一种状态中进行的。或者，使用者也可以不坐在鞍座 22 上而仅将一只脚放于对应的踏板 3 上，以这样一种状态进行腿部训练。

另外，当使用者具有膝痛时，驱动马达 6 以将座位构件 2 的摆动方向（即沿着使用者重心位置和踏板 3 上脚的位置之间相对位移的方向）限制在膝关节弯曲和伸展的方向上。在这种情况下，使用者重心的移位方向与使用者膝关节的弯曲和伸展方向平行。图 2C 是从处于坐姿的使用者的上方得到的视图，该图所示的各个箭头对应于膝关节的弯曲和伸展方向。例如，当控制器 10 内安装马达 6 的时序数据以使座位构件 2 沿膝关节的弯曲和伸展的方向进行摆动时，连接机构 4 限制座位构件 2 的摆动方向。当驱动马达 6 时，优选地，对座位构件 2 的可移动范围进行限制，使得膝关节的弯曲和伸展范围位于从伸展位置到  $45^\circ$  的范围。这样，由于膝关节弯曲和伸展的角度方向受到限制而不会使膝关节扭转，并且该膝关节的弯曲和伸展（角度）范围也受到限制，因此具有膝痛例如膝关节炎的使用者可以安全地进行腿部训练而不会使临床恶化或膝痛。

如上所述，当将座位构件 2 的摆动方向限制在膝关节的弯曲和伸展方向上时，优选地，除了控制座位构件 2 的摆动方向之外，还要正确确定踏板 3 上的脚位置和脚趾方向，或者通过传感器检测脚位置和脚趾方向。在该实施例中，踏板 3 上设置有易于确定脚位置和脚趾方向的标记（未图示）。此外，

踏板还优选有定趾 (toe clip) 部分例如拖鞋或凉鞋的顶端部, 以容置脚趾。

此外, 当通过仅在一条腿上施加负载来进行腿部训练时, 这一条腿放在踏板 3 上, 座位构件 2 通过连接机构 4 分别在包括用于支撑使用者臀部的部分以及使用者每条腿的第二脚趾的两个平面内进行摆动。例如, 如图 2A 所示, 当座位构件 2 相对于基部 1 呈直立姿势时, 由于使用者的自重, 作用至座位构件 2 上的负载比作用至踏板 3 的大。另一方面, 如图 2B 所示, 当座位构件 2 相对于基部 1 呈倾斜姿势时, 与图 2A 的情形相比, 由使用者自重而作用至踏板 3 的负载变大。即, 图 2B 情形中由于使用者自重而作用至股骨区域的负载要比图 2A 的情形大。在图 2B 中, 使用者仍有一部分的自重作用至座位构件 2, 但与通过借助使用者的全部自重进行蹲伏锻炼的情况相比, 这是轻量运动。因此, 通过调整作用至膝关节的负载, 该腿部训练设备可用于具有膝痛的使用者。另外, 由于膝关节可以无扭矩的弯曲和伸展, 因此可以防止临床恶化或膝痛。

在本实施例中, 由于腿部训练设备具有用于两腿的一对踏板 3, 因此, 座位构件 2 的摆动方向可以针对每条腿进行限制, 使脚位置和重心位置之间的相对位移方向与膝关节的弯曲和伸展方向一致。即, 如图 2C 所示, 在使用者的腿由其平行位置略微打开的这样一种状态下, 使用者将脚放在踏板 3 上。此外, 座位构件 2 在前后方向不能摆动。即, 在座位构件 2 相对于基部 1 呈直立姿势的位置、以及座位构件 2 沿前左或前右的方向倾斜的位置之间进行摆动。通过座位构件 2 的这种运动, 负载可以如下方式交替地作用到各腿上, 即当一条腿接受训练时, 另一条腿处于休息状态。

当使用者将脚平行放在踏板 3 上, 并且踏板 3 的运动被锁定成将负载均匀作用至两腿的情况下, 座位构件 2 沿前后 (弯曲和伸展) 方向进行摆动时, 具有设备简化的优点。不过, 作用至各腿的负载最大为使用者自重的 50%。因此, 当需要进一步增大作用至使用者腿部的负载时, 优选使用上述的腿部训练设备。此外, 当向使用者处于平行姿势的两腿施加负载时, 要顾虑由于左右腿的肌肉力量差异或者左右膝关节的膝痛程度的差异而导致作用至一条腿的负载大于作用至另外一条腿的负载。根据本实施例, 可以交替地为各条腿提供适当负载。

如上所述, 踏板 3 可沿上下方向相对于基部 1 进行移动, 并且踏板 3 的



运动可以控制成与座位构件 2 的摆动同步。即，图 3A 示出了当座位构件 2 呈基本直立姿势时踏板 3 的位置，图 3B 示出了当座位构件 2 呈倾斜姿势时踏板 3 的位置。由这些图可以理解，踏板 3 在座位构件 2 呈倾斜姿势时的位置要低于座位构件 2 呈直立姿势时的位置。这可以通过控制用于倾斜座位构件 2 的马达 6，使其与沿上下方向移动踏板 3 的马达 7 同步来实现。

因此，当踏板随座位构件 2 的倾斜角度增大而向下移动时，作用至使用者腿部的负载可以通过使用者自重而发生变化，基本不需要改变膝关节的弯曲角度。即，腿部肌肉可以等长收缩的方式进行收缩，从而通过作用于使用者膝部的较小负载实现肌肉收缩。另外，由于座位构件 2 和踏板 3 由马达 6、7 驱动，因此使用者通过简单地跟随座位构件 2 和踏板 3 的运动就可以有效地进行腿部训练而不需要主动移动身体。

此外，当座位构件 2 从基本直立的姿势向左右踏板 3 中的一个倾斜时，优选地，仅移动位于座位构件 2 向下方摆动（倾斜）一侧的踏板 3。在这种情况下，可以将负载有效地作用至所期望的一条腿。此时，位于另一侧的踏板 3 可沿向上的方向略微移动。在这种情况下，通过座位构件 2 较小的倾斜就可以有效地将较大的负载作用至使用者的腿部。可以仅对左右腿中的一条腿重复座位构件 2 的摆动。可选地，可以左右腿交替进行。

另外，作为一种修改例，优选地，将踏板 3 固定，以同步的方式对马达 6、8 进行控制，使座位构件 2 的倾斜角度与立柱 21 的伸展和收缩相互连锁。即，图 4A 示出了当座位构件 2 呈直立姿势时立柱 21 的长度  $L_1$ ，图 4B 示出了当座位构件 2 呈倾斜姿势时立柱 21 的长度  $L_2$ 。在座位构件 2 处于倾斜姿势时立柱 21 的长度变大 ( $L_1 < L_2$ )。在这种情况下，基本不需要改变膝关节的弯曲角度  $\theta$  就可以改变由使用者自重作用至腿部的负载。

下面是有关踏板不动时座位构件 2 的优选移动路径的进一步解释。在图 4A 和图 4B 中，立柱长度伸长使得膝部角度不变化。脚和臀部之间的距离，具体为髋关节到踝关节（脚踝）的距离由半径“R”表示。对座位构件 2 的倾斜角度进行控制，使臀部沿着以踝关节为转动中心的圆形路径轨迹（在图中，角度范围由“ $\alpha$ ”表示）运动。当角度范围“ $\alpha$ ”较小时，所述圆形路径可近似为直线路径，因为其间的误差可以忽略不计。

在该实施例中，由于鞍座 22 相对于立柱 21 的倾斜角度通过马达 9 而沿

前后方向变化，因此座位构件 2 的倾斜角度和鞍座 22 的倾斜角度可以相互联锁的方式进行控制。即，如图 5A 所示，当座位构件 2 相对于基部 1 呈基本直立的姿势时，与立柱 21 的轴线方向正交的平面基本平行于鞍座 22 的就座表面。另一方面，当座位构件 2 倾斜时，鞍座 22 结合部 23 处产生跷跷板运动使鞍座 22 的前端向下运动。此时，与立柱 21 的轴线方向正交的平面与鞍座 22 的就座表面相交。鞍座 22 的倾斜角度随座位构件 2 的倾斜角度的增加而增加。简要地说，通过座位构件 2 和鞍座 22 的倾斜角度可以进一步增大作用至腿部的负载。相反，当鞍座 22 随着座位构件 2 的倾角的增大沿与上述相反的方向倾斜时，作用至腿部的负载随着座位构件 2 的倾斜的增大而减小。

如上所述，当以同步的方式对马达 6 至 9 中的至少两个马达进行控制时，可以获得这样的运动，即膝关节的弯曲角度保持恒定，并可以改变作用至腿部的负载相对于使用者自重的比率，或者随时间调整负载施加方式的变化。这些可以任意组合，并且可以根据使用者的运动能力以及身体状况而由控制器 10 进行控制以确定适当的运动。

在上述的说明中，踏板 3 可相对于基部 1 沿上下方向（竖直方向）运动。可选地，踏板可以相对于基部 1 沿水平（平行）方向移动。例如，当进行控制使踏板 3 和座位构件 2 的底端之间的水平距离随座位构件 2 的倾斜角度的增大而减小时，不需要改变膝关节的弯曲角度就可以改变作用至腿部的负载。另外，当踏板相对于基部 1 沿竖直方向和水平方向均可以移动时，座位构件 2 的倾斜角度可与踏板 3 的运动相互关联。

踏板的结构并不受限制。例如，优选在踏板下方设置单个弹簧件，并且该弹簧件的弹簧常数要使得根据负载产生期望的下降量。可选地，下降量可以通过使用多个具有不同弹簧常数的弹簧构件根据负载进行调整（例如，使用具有非线性弹簧常数的两段式弹簧）。另外，下降量可以根据使用者的体重或目标负载，通过选择性地改变具有相同弹簧常数的多个弹簧的数量来进行适当调整。此外，可以根据使用者的体重或者负载的即时值，通过控制设置于踏板下方的气动汽缸的活塞的空气量对踏板的下降量进行调节。另外，可以根据作用至踏板的负载，通过置于踏板下方的气袋或气管的膨胀及收缩控制踏板的位置。

在上述情形中，鞍座 22 相对于立柱 21 顶端的倾斜角度可沿前后方向改变。可选地，如图 6 所示，鞍座 22 可沿与立柱 21 的轴线方向相交的平面内的一个方向（前后）滑动。在这种情况下，由马达 9 驱使鞍座 22 相对于立柱 21 滑动。随着座位构件 2 的倾斜角度的增加，鞍座 22 沿向前的方向（在图中，虚线示出了呈直立姿势的座位构件 2 上的鞍座 22 的位置）滑动，从而使用者的臀部向前运动。这可使使用者采用基本站立的姿势，因而增大作用至使用者腿部的负载。

在上述情形中，通过马达 6 至 9 对以下四个因素进行控制，即：座位构件 2 相对于基部 1 的倾斜角度、踏板 3 相对于基部 1 的位置、座位构件 2 的伸展和收缩长度、以及鞍座 22 相对于立柱 21 的位置。可选地，座位构件 2 的倾斜角度的变化与鞍座 22 相对于立柱 21 的位置变化相互连锁。在这种情况下，用于驱动鞍座 22 的马达 9 可以略去。

举例来说，如图 7A 和图 7B 所示，在鞍座 22 的前端和基部 1 之间连接由拉伸性能差的刚性材料制成的线（wire）24，以改变鞍座 22 相对于立柱 21 的倾斜角度。鞍座 22 可相对于立柱 21 沿前后方向倾斜。此外，对鞍座 22 施加弹性偏压使鞍座 22 的就座表面返回到与立柱 21 的轴线方向基本正交的位置。图 7A 示出了座位构件 2 相对于基部 1 的直立姿势，图 7B 示出了座位构件 2 相对于基部 1 的倾斜姿势。此时，如图 7B 所示，由于鞍座 22 的前端受线 24 限制，因此其对抗弹性偏压而向前倾斜。如图 7A 所示，当座位构件 2 为直立姿势时，鞍座 22 返回到初始位置，在该位置鞍座 22 的就座表面与立柱 21 的轴线方向基本正交。当使用长度恒定的杆来代替线 24 时，就不需要在立柱 21 的顶端向鞍座 22 施加弹性偏压。

另外，当鞍座 22 被支撑为可以相对于立柱 21 滑动时，优选鞍座 22 前端的重量大于其后端的重量。例如，当座位构件 2 从图 8A 所示的直立姿势移动到图 8B 所示的倾斜姿势时，通过配重 25 实现鞍座 22 向前的运动。

此外，如图 9 所示，立柱 21 可以通过球窝接头连接至鞍座 22。这时，鞍座 22 可相对于立柱 21 沿任意方向倾斜。因此，当座位构件 2 处于直立姿势时，立柱 21 承受施加到鞍座 22 上的大部分负载。另一方面，当座位构件 2 倾斜时，使用者的腿部部分承受自重，从而腿部肌肉收缩。即，与鞍座 22 固定到立柱 21 上的情形相比，在座位构件 2 处于倾斜姿势时可以进一步增

大作用至使用者腿部的负载。

另外，该腿部训练设备的主要目的是增加使用者的糖代谢并改善与生活方式有关的疾病。即，当作为肌肉能量源的葡萄糖被肌肉吸收，然后进行代谢时，消耗过剩的葡萄糖，从而改善高血糖，并且提升血浆内的胰岛素水平，从而促进改善与生活方式有关的疾病（糖尿病、肥胖症、高血脂等等）。伴随葡萄糖被肌肉吸收的行为是胰岛素行为以及肌肉收缩行为，后两者彼此相关。当肌肉中吸收的葡萄糖量通过肌肉收缩得以增加时，可以促进糖代谢。通常，与健康者相比，糖尿病人的糖代谢较差，并且肌肉吸收的葡萄糖量较少。因此，通过主动使肌肉收缩加速糖代谢，可以消耗过剩的葡萄糖。从而，有助于改善糖尿病。

为了通过收缩肌肉有效地实现糖代谢，优选使体积较大的肌肉（尤其是有助于有氧运动的红肌（慢肌））进行收缩。从此观点出发，优选使使用者股骨区域或背部的肌肉收缩。在传统的骑马式设备中，在股骨区域的收肌附近实现糖代谢的增加。不过，由于收肌的体积仅为股骨区域的伸肌体积的一半，因此与使伸肌的肌肉收缩的情形相比，其增强糖代谢的效果相对较小。另外，虽然在骑马式锻炼过程中使用者很少将其脚放至蹬形部内，但是使用者腿部通常保持在不与地面接触的悬浮状态。因此，通过将马背式座位置于使用者腿的股骨区域之间使肌肉收缩，使用者进行训练。因此，考虑到作用到股骨区域的负载大小，这是一种辛苦的锻炼。

如上所述，优选地，在使用者生理可接受的范围内增加代谢。不过，由于作用至具有膝痛（膝关节的弯曲和伸展使然）的使用者的负载有限，因此需要对腿部训练设备进行操作以避免发生膝痛。本实施例的腿部训练设备的特点在于向座位构件 2（使用者的臀部位于其上）提供摆动（倾斜运动），从而将使用者的至少一部分自重作为负载作用至使用者腿部。在这种情况下，负载的瞬时值取决于倾斜角度。另外，肌肉代谢或糖代谢与负载的累计量（下文称为负载量）之间相关。因此，单位时间的负载量取决于座位构件 2 的摆动（倾斜）速度。另外，当使用者自重作用至腿部时，由于膝关节从伸展位置弯曲较大的角度很容易发生膝痛。因此，还需要考虑膝关节的角度。在下面的说明中，膝关节相对于伸展位置的角度定义为“膝部角度”。该膝部角度可以通过  $180^\circ$  减去膝关节的弯曲角度  $\theta$  来计算。即，弯曲角度和膝

部角度之和等于  $180^\circ$ 。

在该实施例中，进行关于肌肉代谢（或糖代谢）的下面四个测量。此外，还进行关于膝痛的下面五个测量。根据测量的评估结果确定腿部训练设备的工作条件。座位构件 2 以往返方式，在座位构件 2 相对于基部 1 基本呈直立姿势的位置、与座位构件相对于基部呈倾斜姿势的位置之间移动。下文所述的往返次数（单位：Hz）定义为每秒钟往返运动重复次数，其中，座位构件从直立姿势向倾斜姿势的运动、以及从倾斜姿势向直立姿势的返回运动为一次往返运动。因此，随着往返次数增加，座位构件 2 的运动速度变快。“自重比”定义为作用至踏板 3 的负载相对于使用者自重（体重）的比的百分值。由于作用至踏板 3 的负载随时间变化，因此在座位构件 2 的往返运动过程中所施加负载的峰值被用作代表值。另外，由于该代表值在每一往返运动中波动，因此采用 1 分钟内所获取的代表值的平均值。

表 1 中示出了用于评估肌肉代谢或者糖代谢的测量条件，表 2 中示出了用于评估膝痛的测量条件。在表 1 中，进行测量 1 至 3 以评估肌肉代谢，进行测量 4 以评估糖代谢。肌肉代谢通过近红外分光技术进行测量，糖代谢通过葡萄糖钳制测试（glucose clamp test）进行测量。为了评估肌肉代谢和糖代谢，与使用能为马背式座位上的使用者提供骑马运动的腿部训练设备（下文称作传统设备）比较结果。

表 1

	对象	（往返次数、膝部角度、自重比）
测量 1	3 名健康者	(1、20、20)，(1、20、40)，(1、40、20)， (1、40、40)，(0.3、20、20)，(0.3、20、40)， (0.3、40、20)，(0.3、40、40)
测量 2	5 名健康者	(1、40、40)
测量 3	3 名健康者	(1、40、40)，(1.43、40、40)，(1.43、40、60)， (2、40、60)
测量 4	2 名健康者	(2、40、60)

表 2

	对象	（往返次数、膝部角度、自重比）	其他
测量 5	7 名骨关节炎	(1、10、20)，(1、10、40)，	感官评价

	膝痛者	(1、20、20)，(1、20、40)， (1、40、20)，(1、40、40)， (0.3、10、20)，(0.3、10、40)， (1、20、20)，(1、20、40)， (0.3、40、20)，(0.3、40、40)	
测量 6	15 名骨关节炎膝痛者	(1、40、40)	持续进行 15 分钟
测量 7	3 名健康者	图 13 的条件	脚跟位置 肌电图
测量 8	5 名骨关节炎膝痛者	图 13 的条件	脚跟位置 感官评价
测量 9	5 名骨关节炎膝痛者	(2、40、60)	持续进行 15 分钟

在表 1 所示的用于评估肌肉代谢的测量 1 中，负载仅作用至一条腿。在这种情况下，肌肉代谢关于往返次数和膝部角度没有显著差异。不过，肌肉代谢关于自重比差异显著。测量 1 中的最大肌肉代谢值达到了使用传统设备时的 1.5 倍。另外，在测量 2 中是使用传统设备时的 1.2 倍。

图 10 中示出了测量 3 中测得的肌肉代谢结果。在图 10 中，(a) 示出了往返次数为 1Hz、膝部角度为  $40^\circ$ ，自重比为 40% 时的情形；(b) 示出了往返次数为 1.43Hz、膝部角度为  $40^\circ$ ，自重比为 40% 时的情形；(c) 示出了往返次数为 1.43Hz、膝部角度为  $40^\circ$ ，自重比为 60% 时的情形；(d) 示出了往返次数为 2Hz、膝部角度为  $40^\circ$ ，自重比为 60% 时的情形。从图 10 中显而易见，情形 (d) 中的负载为使用传统设备时的 3.1 倍。即，当测量 1 中往返次数不大于 1Hz 时，肌肉代谢关于往返次数没有显著差异。不过，当往返次数超过 1Hz 时，肌肉代谢出现明显差异。

在测量 4 中，当座位构件 2 的摆动开始于胫骨相对于基部 1 直立的位置时，所得糖代谢为使用传统设备时的 1.35 倍。在图 11 中，(a) 示出了使用传统设备时在休息和锻炼期间测得的糖代谢，而 (b) 示出了使用本发明腿部训练设备时在休息和锻炼期间测得的糖代谢。从这些结果中显而易见，当使用传统设备时，在锻炼期间测得的糖代谢为休息期间所测糖代谢的 1.6 倍。

另一方面，当使用本发明的设备时，在锻炼期间所测的糖代谢为休息期间测得的糖代谢的 2.1 倍。这意味着糖代谢效率增加了 1.35 倍。因此，从肌肉代谢和糖代谢的角度出发，优选往返次数为 2Hz，膝部角度为  $40^\circ$ ，以及自重比为 60%。

接下来，通过根据疼痛程度的疼痛表情等级，进行表 2 所示的用于评估膝痛的测量。该疼痛表情等级设置成从笑脸到哭脸有 20 种不同的表情，每个表情具有预定的分值。当没有疼痛时，选择具有最高分值（20 分）的笑脸。另一方面，随着疼痛的增加，选择愈接近哭脸的表情（即分数愈低于 20 分）。

当在测量 5 的条件下进行评估时，膝痛可以忽略不计，膝痛关于膝部角度没有显著差异。另外，关于座位 2 开始摆动时胫骨的位置，其在相对于基部呈直立方向的位置与其向下前方倾斜的位置之间并没有显著差异。根据往返次数以及自重比，膝痛程度会有些许变化。在使用本发明的腿部训练设备的情形（a）、在平面上行走的情形（b）以及向下移步的情形（c）的每一种情形中，通过疼痛表情等级评估膝痛程度。结果示于图 12。情形（a）中的膝痛要显著小于情形（c）。另外，即使与情形（b）相比，可以理解情形（a）的膝痛要小。在图 12 中，各柱状图顶部的突起表示标准偏差。

进行测量 6 用以调查在持续使用本实施例的腿部训练设备 15 分钟之后是否发生膝痛。在这种情况下，胫骨的直立姿势作为开始位置。在测量 6 的条件下，在训练中及训练后没有膝痛发生。

在测量 7 中，在表 3 所示的条件下对股直肌 A、股外侧肌 B、股内侧肌 C、收肌 D、腓肠肌 E、胫前肌 F、股二头肌 G 的肌电电位进行测量。从测量结果中可以确定各肌肉的 EMG（积分肌电电位（integrated myoelectric potential））的平均值。图 13 示出了所得平均值的曲线。在表 3 中，列“脚跟”中的“高”表示脚底倾斜成脚跟高于脚趾。此时，踏板 3 的倾斜角度为  $10^\circ$ 。

表 3

条件编号	往返次数	膝部角度	自重比	脚跟
1	1	40	40	
2	1	40	40	高
3	1	40	60	

4	1	40	60	高
5	1	40	80	
6	1	40	80	高
7	1	60	40	
8	1	60	40	高
9	1	60	60	
10	1	60	60	高
11	1	60	80	
12	1	60	80	高
13	2	40	40	
14	1.67	40	40	
15	1.25	40	40	

在图 13 中，当将脚跟高于脚趾（锻炼条件 2、4、6、8、10、12）的情形与脚趾和脚跟基本位于相同高度的情形相比时，可以理解，腓肠肌 E 和股二头肌 G 的肌肉收缩在脚跟高于脚趾的条件下要高，在其他条件下相同。

另一方面，在测量 8 中，在测量 7 的条件下即除改变脚跟高度之外相同的条件下进行感官评价。这样，当脚跟高于脚趾时，确认膝痛减少。可以认为这种膝痛减少效应由下述原因所致：位于腿部前侧的股四头肌以及位于腿部后侧的股二头肌两者的肌肉收缩产生的对抗作用抑制了膝关节的运动，从而减小了作用于膝关节上的剪切力。

在测量 9 中，与测量 6 情形一样，在连续使用该腿部训练设备 15 分钟之后检测是否发生膝痛。在测量 9 的条件下在进行腿部训练的过程中和之后未发生膝痛。从这些测量结果可知，为了防止出现膝痛，优选地，往返次数为 2Hz，膝部角度为  $40^\circ$ ，自重比为 60%。

根据表 1 和表 2 所示测量而得到的结果，图 14 示出了当膝部角度为  $40^\circ$  时自重比和往返次数以及肌肉代谢、糖代谢和膝痛的感官评价之间的关系。在图 14 中，水平轴为往返次数，竖直轴为自重比。符号“□”、“△”、“○”分别表示肌肉代谢、糖代谢以及膝痛的感官评价。肌肉代谢和糖代谢由使用腿部训练设备与使用传统设备的倍数来代表。在图 14 中，右上方向对应于代谢增加的方向，左下方向对应于（膝痛减小的）高分值方向。



总之，由表 1 所示的测量可以得出，优选地，往返次数为 2Hz，膝部角度为 40°，自重比为 60%，以获得期望的肌肉代谢和糖代谢。另外，可以理解，在上述条件下持续进行 15 分钟腿部训练不发生膝痛。因此，可以说，上述条件优选作为锻炼条件。上述条件应视为上限值。当需要减弱肌肉代谢和糖代谢时，将使用更多轻量的锻炼条件。在图 14 中，阴影区域表示具有期望代谢并且处于膝痛感官评价中 15 分至 20 分之间高分的区域，其中，甚至持续使用训练设备 15 分钟之后也不会发生膝痛。因此，推荐从往返次数为 1.4 至 2Hz，自重比为 40 至 60% 的范围内选择条件。此外，至于锻炼开始位置，优选使用胫骨相对于基部 1 呈直立的位置。

另外，可以通过控制座位构件 2 的运动来改变往返次数。此外，通过控制座位构件 2 和踏板 3 之间的位置关系可以维持膝部角度不变。另一方面，自重比是通过使用者作用至踏板 3 的负载。随着座位构件 2 的移动速度增加，运动方向改变时将会产生更大的加速度。即，有更大的负载作用至踏板。另外，随着座位构件 2 的倾斜角度增大，座位构件 2 承受的负载相对于使用者自重的比变小。从而，踏板 3 承受的负载增加。因此，自重比以往返次数和倾斜角度为参量。由于使用者的体重位于几十公斤的范围，因此可以设想，在这样窄的范围内，自重比和往返次数以及倾斜角度之间存在线性关系。如下述等式所示，通过分别为往返次数和倾斜角度赋予必要的权重 a、b 然后确定其线性和，就可以获得负载的估计值。对权重的确定要使该估计值与自重比对应。在该等式中，倾斜角度是指最大倾斜角度。

$$(\text{负载估计值}) = a \times (\text{往返次数}) + b \times (\text{倾斜角度})$$

图 15 示出了在不同的往返次数和倾斜角度的条件下的自重比的实际测量结果。即，对于八个未使用过本发明设备的成年人进行测量，测量条件是膝部角度为 40°，持续记录作用至右腿的负载 1 分钟。在图 15 中，（往返次数、倾斜角度、自重比）的关系分别为（1.4Hz、3°、38.6%）、（1.4Hz、5°、52.2%）、（2Hz、3°、41.1%）、（2Hz、5°、58.8%）。通过这些值以及上述回归表达式进行多重线性回归分析的结果，权重 a、b 分别为 8.9 和 8.1。即，根据往返次数和（最大）倾斜角度通过下述等式可以确定自重比。

$$(\text{自重比}[\%]) = 8.9 \times (\text{往返次数}[\text{Hz}]) + 8.1 \times (\text{倾斜角度}(\text{度}))$$

当通过上述等式确定自重比时，图 14 阴影区域内的座位构件 2 的倾斜角度位于 2.7 至 5.7 的范围。因此，期望将倾斜角度设置在 3° 至 5° 的范围。即，当膝部角度设置为 40°、座位构件 2 的往返次数位于 1.4 至 2Hz 的范围、座位构件 2 的倾斜角度位于 3 至 5° 的范围时，可以进行腿部训练获得期望的代谢而不会造成膝痛。在上述情形中，使用者的臀部置于座位构件 2 上，膝部角度保持在 40° 以获得稳定的感觉。不过，由于代谢和膝痛并没有显著差异，因此膝部角度可以小于 40°。

由上述结果，本发明可以提供一种使用该腿部训练设备的腿部训练方法；所述腿部训练设备具有以坐姿支撑使用者的座位构件以及供使用者放脚的踏板，并且限制座位构件摆动（倾斜）过程中使用者脚位置和重心位置之间的相对位移方向，使其基本位于膝关节弯曲和伸展的方向上。该腿部训练的特点在于在如下条件下进行，即膝部角度保持在 40°，座位构件 2 的摆动往返次数在 1.4Hz 至 2Hz 的范围内，座位构件 2 的倾斜角度在 3° 至 5° 的范围内。此外，该腿部训练可以这样实现：控制器 10 控制座位构件 2 和踏板 3 的运动，使座位构件 2 在其相对于基部 1 呈直立姿势的位置和与该直立姿势的角度不大于 5° 的倾斜姿势的位置之间进行往返摆动，膝部角度（膝关节相对于伸展位置的角度）保持在不大于 40° 的范围内，座位构件 2 每秒钟的摆动往返次数不大于 2。

在本发明中，如上所述，可以确定适当的腿部训练条件。不过，由于个体差异，该设备优选具有诸如键盘或触板的输入单元（未图示），以将负载和往返次数的目标值输入控制器 10。至于负载的目标值，可以使用自重比，所述自重比由于上述原因优选可在 40% 至 60% 的范围内调整。类似地，往返次数优选可在 1.4 至 2Hz 的范围内调整。当从输入单元将负载和往返次数的目标值输入时，通过在上述等式中代入这些输入值确定倾斜角度。通过控制座位构件 2，使所得倾斜角度为座位构件 2 的最大倾斜角度，可使作用至使用者腿部的负载与目标值匹配。

另外，由于座位构件 2 的推荐往返次数在 1.4 至 2Hz 的范围内，自重比的期望目标值在 40 至 60% 的范围内，因此输入单元优选形成为仅允许来自这些范围的输入数据。另外，优选地，当输入非上述范围的数据时，输入单元给出警告或者拒绝输入。可选地，输入单元可以具有根据适当的范围而对

不属于上述范围的错误数据进行自动修正的功能。

作为本实施例的一种修改，还优选使用传感器检测脚位置和脚趾方向来代替由踏板确定这些数据，并且通过控制器 10 确定座位构件 2 的摆动方向。至于传感器，例如可以使用称重传感器检测脚底的多个位置，或者使用用于采集使用者脚的图像的电视摄影机以及图像处理器的组合。此外，当通过控制器 10 对座位构件 2 的移动范围进行限制时，控制器 10 需要数据输入单元，用于输入使用者的诸如腿长的数据。不过，座位构件 2 的移动范围可以通过使用限位开关或者机械止挡装置来取代数据输入单元进行限制。

在上述情形中，座位构件 2 的底端可枢转地连接至基部 1，以提供座位构件的摆动。可选地，通过使用者自重而作用至腿部的负载可以不需要座位构件 2 的摆动而进行改变。例如，如图 16A 和图 16B 所示，优选使用连接机构，以提供座位构件 2 相对于基部 1 的平行移动，同时保持座位构件的直立姿势。即，该连接机构具有位于基部 1 上表面的导轨 46，座位构件的底端可沿该导轨移动。在这种情况下，如第一实施例一样通过踏板确定使用者的脚位置和脚趾方向。导轨 46 形成于连接基部 1 上所需位置和踏板 3 之间的线路上。当座位构件 2 沿导轨 46 移动时，使用者 M 的脚趾和脚跟之间的距离发生变化，使膝关节弯曲和伸展。即，由使用者自重作用至腿部的负载可以根据座位构件 2 和踏板 3 之间的距离进行控制。在这种情况下，座位构件 2 的移动方向被导轨 46 限制在膝关节弯曲和伸展的方向上。这种修改是基于使用者 M 主动进行移动座位构件 2 的假设。不过，可以使用用于移动座位构件 2 的驱动单元。在图 16A 的情形中，负载仅作用至一条腿。如果需要，导轨可沿两个方向形成以将负载作用至两条腿。其他组件和功能与上述实施例相同。移动座位构件 2 和踏板 3 中任一个均足以实现脚位置和重心位置之间的相对位移。例如，踏板 3 可以相对于座位构件 2 可滑动。

另外，该实施例的腿部训练设备优选具有用于检测作用至使用者腿部（主要是股骨区域）的负载的负载传感器。此时，负载传感器设置在鞍座 22 和/或者左右踏板 3 下方的位置。换句话说，优选地，作为支撑部分的座位构件 2 和踏板 3 至少其中之一具有该负载传感器。特别地，负载传感器优选设置于各个踏板 3 上。在这种情况下，负载传感器所测到的负载的增加量可以视为作用至腿部的负载。当然，当通过置于鞍座 22 上的负载传感器检测负

载时，所测负载的减少量可以用作作用至腿部的负载的指导。

另外，如图 17 所示，优选地，由负载传感器测得的负载通过数据处理单元 12 以实时方式显示在显示器 13 上。此时，数据处理单元 12 和显示器 13 用作负载变化通知单元。因此，作用至使用者腿部的负载以实时的方式显示在显示器 13 上。例如，可以借助与负载对应的数值、显示负载随时间变化的线图、根据负载而具有不同柱长的柱状图，或者位于半圆形显示区域内的随所施加负载而变化指针角位置的表头指示等手段，在显示器 13 上显示信息。由于负载随时间变化，因此优选地使用柱状图或者表头指示。在这些情况中，易于更新用于指示目标范围的标记，这将在后面说明。显示器 13 用作向使用者可视化地显示负载变化的装置。如果需要，可以通过频率随负载变化的声响而将负载变化从听觉上告知使用者。当使用可视显示功能或声学效应时，使用者很容易就可以检查作用至使用者的负载是否合适。当负载过度和不足时，可以通过调整所述设备或允许使用者移动身体位置而适当地改变负载的大小。

另外，肌肉代谢和作用于腿部的负载之间相关。不过，实际上，即使负载的大小恒定，由于使用者的参数例如体重、年龄、性别、有无疾病、疾病类型及临床记录（临床症状）等也会导致肌肉代谢的差异。特别是由于个体间的体重差异明显，这会对肌肉代谢产生巨大影响。根据本发明人关于作用至使用者一条腿上的负载与股四头肌和收肌整体肌肉代谢之间关系的研究，得到下述结果。

存在如下特征，即随着代谢增加，氧合血红蛋白的减少比例变大。根据该特征，通过近红外分光技术进行血红蛋白测量以评估肌肉代谢。如图 18 所示，在如下条件下对肌肉代谢进行评估：作用至一条腿的负载（即负载传感器 11 测得的负载）相对于使用者自重（即体重）的比为 20% 和 40%。图 18 中的肌肉代谢由相对于休息时肌肉代谢的比率代表。结果显示，20% 和 40% 时的肌肉代谢存在显著差异。在图 18 中，粗条柱表示肌肉代谢，从粗条柱的顶端延伸的细条柱表示数据波动。即使将这些波动考虑进来，两者之间仍然存在显著差异。从这些测量结果看，当使用作用于腿部的负载与体重的比率来代替个体之间存在巨大差异的体重时，该比率与肌肉代谢相关，可以不用考虑使用者体重的差异。

因此，优选地，数据处理单元 12 计算由负载传感器 11 所测的负载相对于由输入单元 14 输入的体重之间的百分比，并将该百分比作为目标值显示在显示器 13 上。此外，可以从输入单元 14 输入非体重的其他参数。因此，当考虑年龄、性别以及体重确定了锻炼负载的适当范围并显示于显示器 13 上时，使用者可以持续锻炼，并使负载（作用于腿部的负载除以体重所得的值）保持在该适当范围。即，由于使用者能看到该负载的适当范围，因此可以避免负载过量或不足。优选地，预先准备关于使用者参数和负载适当范围之间对应关系的数据库。在这种情况下，当从输入单元 14 输入使用者参数时，从该数据库可以自动读出对应的负载适当范围。此外，由于显示器 13 显示与输入的使用者参数对应的负载适当范围，因此很容易与负载传感器 11 所测负载作比较。

同样优选地，由负载传感器 11 测得的作用于腿部的负载以及使用者的输入参数被送至反馈处理单元 15。该反馈处理单元 15 具有将马达 6 至 9 的运行顺序提供给控制器 10，使作用于腿部的负载保持在预定目标范围的功能。即，以反馈的方式控制作用于使用者腿部的负载。该目标范围可以根据从输入单元 14 输入的使用者参数而恰当确定。当使用反馈处理单元 15 时，优选地，预先准备关于使用者参数和负载目标范围之间对应关系的数据库，如同数据处理单元 12。在这种情况下，当从输入单元 14 输入使用者的参数时，从数据库可以选取适当的负载目标范围。这样，由于目标范围根据使用者特有的数据例如体重、年龄、性别、有无疾病、疾病名称及临床记录等而自动确定，因此可以将适当的负载作用于个体的使用者。至于目标负载，希望使用负载相对于使用者体重的百分比。这样，不用考虑个体间差异就足以确定目标范围。

在形成反馈处理单元 15 的情况中，优选通过用来检测作用于踏板 3 的负载的重量传感器（未图示）的输出来计算自重比，并且反馈处理单元 15 监视该重量传感器的输出使自重比保持在预定的目标范围（即 40% 至 60%）内。当由重量传感器的输出而得到的自重比不在该目标范围时，以反馈控制的方式改变座位构件 2 的最大倾斜角度以使负载落入该目标范围。当即使最大倾斜角度调整在可调整范围内（优选 3 至 5°），但由重量传感器的输出而得到的自重比仍未落入目标范围时，对往返周期进行控制。在本实施例的

腿部训练设备中，鞍座 22 优选具有靠背。通过该靠背，可以防止使用者向后方倾斜，并且缩小使用者重心的位移范围。

作为本实施例的腿部训练设备的另一种修改，优选地，踏板 3 的上表面通过向前方延伸并向下倾斜（例如，相对于基部倾斜大约  $10^\circ$ ）而形成，如图 19 所示。在这种情况下，使用者可以在脚跟高于脚趾的状态下进行腿部训练。这将有效降低膝关节处剪切应力的发生。也可以不使用具有倾斜上表面的踏板 3，而将倾斜构件 31 可拆卸地安装于踏板 3 上以调整倾斜角度或倾斜方向。附图标记 32 表示形成在该倾斜构件 31 前端的定趾部分，其作为防止移位构件。当负载由于座位构件 2 的倾斜而集中于脚趾时，可以防止脚的移位。当仅在脚趾处防止脚的移位时，会担心脚趾上作用大的负载。因此，优选形成防滑部 33，作为附加的防止移位构件来防止脚底在倾斜构件 31 上的滑动。特别地，在倾斜构件 31 的上表面上可以形成起绒部(raising portion)。可选地，也可以形成槽或突起作为防滑部 33 以增加摩擦系数。此外，防滑部优选地由具有大摩擦系数的材料例如橡胶制成。当通过形成防滑部将脚位置固定时，容易使座位构件 2 的摆动方向与膝关节的弯曲和伸展方向匹配。这样，可以防止出现膝痛。并非必须要使整个脚底倾斜。例如，脚趾部分可以不使用倾斜构件而水平支撑。

另外，当使用者具有例如“膝外翻”或“弓形腿”等变形的膝关节时，在弯曲膝关节时经常发生膝痛。为了使该设备与具有膝外翻或弓形腿倾向的使用者匹配，优选地，左右踏板 3 上的倾斜构件 31 的上表面倾斜，以沿左右方向彼此靠近或者彼此分开。这样，可以减小膝外翻或弓形腿的使用者弯曲膝关节时产生的膝痛。另外，倾斜构件 3 可以可转动地安装在于踏板上。

作为本实施例的另一修改，优选地，腿部训练设备具有测量单元，其用于测量关于代谢的生理测量值；评估单元，其用于根据所述测量单元测得的生理测量值而确定代谢；以及运动控制单元，其用于控制所述设备使运动方式在各预定时间段发生变化，并且存储由评估单元确定的代谢以及对应的运动方式。在这种情况下，优选地，所述评估单元利用权重因数为生理测量值赋予权重，所述权重因数为使用该腿部训练设备进行锻炼的肌肉体积或者锻炼的红肌的体积，从而得到加权的生理测量值作为代谢。

该修改的特点在于，实际测量涉及代谢的生理测量值，同时改变腿部训

练设备的运动方式，从测量结果中选取大代谢的运动方式，然后根据所选运动方式来操作腿部训练设备。下面是通过如图 20 所示的运动确定装置而选取大代谢的运动方式的技术说明。该装置具有运动控制单元 60，用于分别控制腿部训练设备的马达 6、7、8、9。与控制器 10 一样，运动控制单元 60 的主要构件为微型计算机。在运动控制单元 60 中，运动方式并非由存储器提供。即，各种运动方式由运动控制单元 60 产生。该运动控制单元 60 还具有使产生的运动方式与时间信息相互关联并进行存储的功能。所述运动方式可以从多种预定的运动方式中选择。可选地，运动方式可以从腿部训练设备所提供的可接受锻炼范围内随机产生。

另一方面，至于涉及代谢的生理测量值，可以使用通过近红外分光技术所得的肌肉代谢以及由肌电作用造成的肌肉收缩程度中的任何一个。下面是使用近红外分光技术的解释。即，如图 20 所示，使用近红外分光计 61 作为测量单元。红外发射及接收探针形成为可以在股骨区域拆装。如已经公知的，在通过近红外分光技术测量肌肉代谢时，通过氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白吸收近红外光的差异来确定血中氧量变化（肌肉代谢）。由于糖代谢需要氧，因此肌肉代谢成为糖代谢的替代参数。

将肌肉代谢作为生理测量值输入评估单元 62，以确定相对于休息时测得的肌肉代谢的比。由于一部分肌肉的氧气消耗通过近红外分光技术进行测量，因此评估单元利用肌肉体积作为权重因数为近红外分光技术确定的肌肉代谢赋予权重，从而估计所有涉及锻炼的肌肉的代谢。由于肌肉代谢和肌肉体积之间相关，因此需要考虑肌肉体积进行加权，以正确地估计所有锻炼涉及的肌肉的肌肉代谢。

用作权重因数的肌肉体积是指与该腿部训练设备所提供的锻炼相关的肌肉总体积。为了正确测量肌肉体积，需要例如 MRI 等的大型设备。考虑到减少时间和成本，可以使用文档中所报告的数据。例如，股伸肌以及大收肌的体积可以分别看作 500ml 和 250ml。若假设每单位体积的肌肉代谢恒定，则股伸肌的收缩的代谢是大收肌收缩的两倍。即，为了增加代谢，优选选择使股伸肌有效收缩的运动方式。表 4 和表 5 中示出了两种运动方式的评估结果。

表 4

	相对于“休息”的比率	红肌（体积）	体积比 X
股直肌	2.0	200	400.0
股内侧肌	2.5	130	325.0
股外侧肌	3.6	150	540.0
收肌	1.5	200	300.0
总代谢度			1565.0

表 5

	相对于“休息”的比率	红肌（体积）	体积比 X
股直肌	1.8	200	360.0
股内侧肌	2.0	130	260.0
股外侧肌	3.0	150	450.0
收肌	3.2	200	640.0
总代谢度			1710.0

由表 4 和表 5 之间的比较可以理解，通过与表 5 对应的运动方式可以获得更大的代谢。因此，在考虑较大糖代谢的锻炼时选择与表 5 对应的运动方式。

作为一个例子，下面对确定安装于该腿部训练设备的存储器（未图示）内的适当运动方式的方法进行说明。当测试者通过由运动控制单元进行控制的腿部训练设备进行锻炼时，血液中的氧量同时通过近红外分光技术进行测量。此时，对腿部训练设备进行控制使各种不同的运动方式进行所需（恒定）的时间段，并且在对应运动方式的开始和结束时间记录每个所需时间段所测的氧量。评估单元为这样测得的氧量赋予权重，以估计锻炼涉及的所有肌肉的肌肉代谢。从与所得肌肉代谢相关的运动方式中选择具有肌肉代谢最大的运动方式。然后，将这样获得的运动方式安装到存储器内，并且实际用于控制器 10 以控制腿部训练设备。

这样，研究运动方式和代谢之间的对应关系，确定腿部训练设备的运动方式使代谢为适当值，该适当值定义为在通过该运动方式给人体的能量数量恒定的条件下所得到的代谢最大值。例如，腿部训练设备的功耗可以作为该能量数量的替换值。通过如上所述根据运动确定装置所提供的运动方式运行



该腿部训练设备，可以从众多锻炼中选取能更有效增强代谢的锻炼，并且将该锻炼提供给使用者。

当从肌电效应（myoelectric activity）确定生理测量值时，肌电描记装置（electromyography）代替近红外分光计连接至该运动控制单元。作为生理测量值，可以使用需要时间段测量的积分肌电描记值，或者使用与在最大肌肉收缩处所需时间段测得的积分肌电描记值的比。此外，与糖代谢有关的肌肉主要为红肌。因此，权重优选根据红肌体积进行指定，以更准确地评估由腿部训练设备所提供锻炼的糖代谢。

在运动控制单元中，可以设定锻炼负载瞬时值的上限值，并且当锻炼负载的瞬时值小于上限值时自动产生运动方式。同时，通过使用多变量分析或神经计算机技术为各马达的运行提供适当波动，并实时改变运动方式，从而接近最优方案（即肌肉代谢在运动方式可接受的范围内为最大）。根据这种控制方法，可以在不大于锻炼负载的瞬时值上限值的范围内确定肌肉代谢基本最大的运动方式。在上述情况中，运动方式沿代谢增大的方向变化。可选地，优选可以为代谢预先设定非最大值的适当值，并且运动方式趋向于使代谢接近该适当值。

#### <第二实施例>

如图 21 所示，该实施例涉及一种允许使用者不借助任何驱动单元而主动进行腿部训练的腿部训练设备。即，在第一实施例中，马达 6 至 9 用作驱动单元，因此使用者被动地接受腿部训练，而不是主动进行锻炼。在该实施例中，座位构件 2 和踏板 3 分别通过连接机构 4、5 连接到基部 1 而没有使用驱动单元。用于将踏板 3 连接到基部 1 的连接机构 5 通过伸缩装置 51 提供踏板的上下运动，这一点与第一实施例一样。至于座位构件 2，立柱 21 可收缩以沿高度方向调整鞍座位置，并且与立柱 21 连接的鞍座 22 可以沿前后方向绕（一个）沿左右方向延伸的轴线倾斜。如第一实施例中的情形，鞍座 22 可以通过配重 25 或球窝接头 26 倾斜。连接机构 5 的伸缩装置 51 用来将踏板沿高度方向的位置变化与座位构件 2 的角度变化联锁。座位构件 2 和踏板 3 通过连接机构 4、5 的连杆和凸轮的适当组合而机械地相互联锁。即，所述连接机构形成为使得踏板 3 的高度位置根据座位构件 2 相对于基部 1 的倾斜角度的变化而变化。

当使用该实施例的训练设备时，使用者需要积极（主动）地移动其自身身体。即，当坐在鞍座 22 上将脚放在踏板 3 上的使用者向腿施加负载，使得使用者的臀部向前运动时，座位构件 2 相对于基部 1 倾斜，同时，踏板 3 向下移动，从而作用至腿部的负载由于使用者的自重而增加，基本不会使膝关节的弯曲角度发生变化。连接机构 4、5 可以具有用于恢复原始位置的弹簧。可选地，可以通过使用者腿的长度而恢复该原始位置。座位构件 2 的倾斜方向被连接机构 4 限制在包括鞍座 22 和相应踏板 3 的两个平面内。这意味着座位构件 2 的倾斜方向（使用者脚位置和重心位置之间的相对位移方向）被限制在膝关节弯曲和伸展的方向。

图 22 中示出了用于本实施例的连接机构 4 的一个例子。连接机构 4 具有一个半球形的导引构件 41。座位构件 2 的立柱 21 的底端可滑动地结合于形成于导引构件 41 内的导轨槽 42 中。附图标记 43 表示复位弹簧，其用于沿使座位构件 2 返回到导引构件 41 顶部位置的方向提供弹簧偏压。此时，当座位构件 2 的底端沿导轨槽 42 移动时，座位构件 2 的倾斜角度增大。同时，座位构件 2 的立柱 21 的顶端沿圆形路径移动，该圆形路径以半球形导引构件 41 为中心。由于座位构件 2 倾斜时复位弹簧 43 提供较大的回复力，因此使用者稍微用力就可以使座位构件 2 返回到原始位置。另外，座位构件 2 的可动方向由导轨槽 42 进行限制。因此，通过在包括膝关节弯曲和伸展方向的位置形成导轨槽 42，不需要扭转膝关节就可以向腿部施加负载。在图 22 中，导轨槽 42 形成于单个平面内。当导引构件 41 由基部 1 可转动地支撑，并且调整导引构件 41 的转动位置使座位构件 2 的倾斜方向与踏板 3 的方向一致时，使用者可以向期望的一条腿上施加负载。此外，当导引构件 41 固定在固定位置时，导轨槽 42 可以形成于与两踏板 3 对应的两个平面中的每一个平面内。

作为该实施例的腿部训练设备的修改，可以省略踏板 3。即，如图 23A 和图 23B 所示，连接机构 4 形成为使得座位构件 2 可以相对于基部 1 倾斜并且省略踏板 3。因此，使用者 M 坐于鞍座 22 上，并且将脚放于基部 1 上或者放于放置基部 1 的地面上。当使用图 22 的连接机构 4 时，可以限制座位构件 2 的摆动方向。由于没有踏板 3，因此不存在用于使脚位置和脚趾方向与座位构件 2 的摆动方向匹配的导引件。在该实施例中，连接机构 4 具有方

向指示板 44，其可转动地支撑于基部 1 内平行于基部下表面的平面内。在方向指示板 44 内设置有箭头标志 45。该标志 45 位于包括图 22 的连接机构 4 的导轨槽 42 的平面内。因此，当脚放于该标志的延长线上时，使用者很容易使座位构件 2 的摆动方向与膝关节的弯曲及伸展方向匹配。

例如，当座位构件 2 从图 23A 所示的直立姿势向图 23B 所示的倾斜姿势倾斜时，座位构件 2 的倾斜角度由导轨槽 42 限制，使得膝关节弯曲和伸展的方向均位于座位构件 2 的摆动平面内。所述附图示出了座位构件仅沿单个方向的摆动。可选地，座位构件 2 可设置成沿两方向摆动，从而可以向每条腿交替施加负载。此外，当使用图 22 的连接机构 4 时，导引构件 41 可用作基部 1。此时，优选地将方向指示板 44 设置在导引构件 41 的外周，如上所述。

### <第三实施例>

在该实施例的腿部训练设备中，踏板 3 只能沿上下方向移动，并且座位构件 2 的底端部与踏板 3 之间的距离保持恒定。即，如图 24A 和图 24B 所示，通过在板状踏板 3 的四个拐角形成导引孔 3a，并且将在基部 1 上突起的四个导引销 3b 插入该导引孔，踏板只能沿上下方向移动。在这种情况下，当连接体 70 固定至座位构件 2 和踏板 3 时，座位构件不能相对于基部 1 发生倾斜。在该实施例中，由于连接体 70 在其相对两端具有例如球轴承的铰接件——所述铰接件与座位构件 2 和踏板 3 接合，因此座位构件 2 和连接体 70 之间的角度、以及踏板 3 和连接体 70 之间的角度均可以变化。这样，踏板 3 可以随座位构件的摆动而沿上下方向移动。

由图 24A 所示组件实现的运动也可以通过图 25 所示的组件实现。即，踏板 3 通过可沿上下方向收缩的伸缩装置 3c 安装到基部 1 上。此外，如图 26 所示，优选地，在使用者的后方位置通过铰接件 3e 可枢转地支撑连杆 3d，而踏板 3 安装于该连杆的前端。在这种情形中，连接体 70 的下端通过铰接件 72 连接至连杆 3d 的前部。连杆 3d 为刚性体。当连杆 3d 具有足够的长度使得踏板 3 可以基本沿上下方向移动时，使用者的脚的移动被限制在上下方向，如图 24A 和图 25 所示情形。

在该实施例的上述组件中，如图 27 所示，优选地，设置在连接体 70 相对两端处的铰接件 71、72 分别设置在髋关节 J2 侧以及脚关节（foot joint）

J3 侧。即，铰接件 71 所在位置高于设置在座位构件 2 的顶端处的鞍座，而铰接件 72 所在位置高于踏板 3 的上表面。为防止髋关节 J2 和铰接件 71 之间以及脚关节 J3 与铰接件 72 之间出现位移，可以对鞍座和踏板 3 使用例如束带的限制构件。此外，优选地，踏板 3 的运动方向被限制在上下方向以防止出现上述的位移。其他组件及其功能与第一实施例相同。

作为该实施例的另一个修改，如图 28 所示，优选地使用线 75 代替连接体 70 并且形成运动限制部分，用于将踏板 3 的运动限制在上下方向。线 75 被用来通过多个滑轮 76 至 78 将座位构件 2 的顶端部与踏板 3 的需要位置连接。这些滑轮设置成使所述线从座位构件 2 的背侧延伸至踏板 3 的底侧。在该图中，从座位构件 2 的顶端部向后延伸的线 75 置于滑轮 76 上以使线的路径改变为沿向下方向，然后置于滑轮 77 上以使线的路径改变为沿向前方向。最后，线 75 置于滑轮 78 上以使线的路径改变为沿向上方向，然后连接至踏板 3。在这种情况下，当座位构件 2 从相对于基部 1 的直立姿势向左前方或右前方倾斜时，座位构件 2 和滑轮 76 间的线沿左右方向摇摆。因此，优选安装滑轮 76，使得线条可以摇摆。滑轮 76、77 可由单个滑轮代替。

在上述情形中，当座位构件 2 向图中的左侧倾斜时，踏板 3 由于线 75 的张力而向下移动。另一方面，当座位构件 2 从倾斜姿势返回到直立姿势时，踏板 3 通过上述组件不能实现向上运动。在这样的情形中，需要一个附加的组件以向上移动踏板 3。例如，优选地，在踏板 3 和基部 1 之间设置弹性构件，以提供弹性力对抗向下作用至踏板 3 的负载。其他组件及其功能与第一实施例相同。

作为该实施例的另一种修改，如图 29 所示，在基部 1 和踏板 3 之间设置有作为该弹性构件的复位弹簧 79。在这种情况下，当负载向下作用至踏板 3 时，复位弹簧 79 向踏板 3 提供对抗该负载的弹性力。因此，当座位构件 2 从倾斜姿势返回到直立姿势时，复位弹簧 79 的弹性力通过连接体 70 有效地作用于座位构件 2。也可以不用复位弹簧 79，而使用其他的弹性构件例如聚氨酯泡沫。

#### <第四实施例>

如图 30A 和图 30B 所示，该实施例的腿部训练设备的特点在于使用了由基部 1 通过臂 27 向下悬吊的座位 28，该座位是用于支撑使用者的支撑部分。

通过适当设计基部 1 和臂 27 之间的连接机构（未图示），与所述鞍座对应的座位 28 可以移动，如上述实施例的情形。在附图中，臂 27 的顶端部由基部 1 可枢转地支撑，使得座位 28 可以钟摆的方式移动。在这种情况下，座位 28 的移动方向被限制在使用者膝关节弯曲和伸展的方向。因此，当通过踏板 3 确定使用者 M 的脚位置和脚趾方向时，使用者脚位置和重心位置之间的相对位移的方向被限制在膝关节弯曲和伸展的方向。

作为该实施例的一个修改，如图 31 所示，该设备具有身体保持单元 80，其用于以悬挂的方式保持使用者身体；以及踏板 3，其上放置使用者的脚。该身体保持单元 80 通过连接机构 82 可转动地连接至向前倾斜的基部（顶板）1，并且其一端具有可收缩以保持使用者腰部的腰部保持构件 83，并且还有具有所需长度的线 84，该线的一端与所述腰部保持构件 83 的一端连接，而另一端固定至顶板 1。该腰部保持构件 83 的另一端通过滑块 86 沿着形成于顶板 1 上的 Y 形导轨 85 可滑动地支撑。

在该腿部训练设备中，当由身体保持单元 80 支撑的使用者沿向前倾斜的基部 1 向前滑动时，线 84 由基部 1 向下延伸的长度减小以向上移动使用者。在这种情况下，随着使用者沿向前方向滑动距离的增加，使用者沿向上方向的移动距离变大。此外，设置有弹簧 87，该弹簧的一端固定至滑块 86，另一端固定至基部 1 的需要位置。弹簧的长度由于使用者向前运动而增加。因此，当使用者向前移动时，弹簧 87 的恢复力沿着使使用者返回到初始位置的方向（向后）做功。此时，线 84 从基部 1 向下延伸的长度增加以向下移动使用者。通过适当设计导轨 85 的路径，并且正确确定使用者的脚在踏板 3 上的位置，可以将使用者脚位置和重心位置之间的相对位移限制在膝关节弯曲和伸展的方向上。

在图 31 的上述组件中，假设踏板 3 为固定踏板。不过，踏板 3 可以沿水平方向以及上下方向中的至少一个方向移动。此外，可以使用联锁单元，以使踏板 3 与身体保持单元 80 的运动同步地移动的。该实施例旨在提供一种允许使用者在将其脚放置于踏板 3 上的状态下主动进行腿部训练的腿部训练设备。不过，通过提供身体保持单元 80 摆动的驱动单元，可以实现以被动方式为使用者提供腿部训练的腿部训练设备。此外，当踏板 3 可以移动时，除了用于提供身体保持单元的摆动的驱动单元之外，还优选使用用于驱动踏

板的辅助驱动单元，以及以同步方式控制这些驱动单元的控制器。在这种情况下，可以向使用者提供更有效的腿部训练。

#### <第五实施例>

如图 32 所示，该实施例的腿部训练设备由基部 100、固定至基部的柱状支撑件 110、用于支撑使用者臀部的座位 120、设置在柱状支撑件与座位之间的连接机构 130、以及一对固定在柱状支撑件前侧的踏板 140 组成。

用于提供座位 120 摆动的连接机构 130 能够提供沿前后方向的往返直线运动、绕沿左右方向延伸的轴线作往返枢转运动（俯仰）、以及绕沿前后方向延伸的轴线作往返枢转运动（翻滚）。如图 33A 所示，该连接机构形成有：固定板 131，该固定板 131 固定至柱状支撑件 110；活动板 132，其用于承载座位 120，并设置于所述固定板上方；以及两对连杆 133、134，其用于将活动板 132 的前后端与固定板 131 的对应端连接。连杆 133、134 绕沿左右方向延伸的轴线可枢转地连接至固定板 131 和活动板 132。

连杆 133 和固定板 131 连接的位置与连杆 134 和固定板 131 连接的位置之间的水平距离，被确定为小于连杆 133 和活动板 132 连接的位置与连杆 134 和活动板 132 连接的位置之间的水平距离。因此，当座位向图 33A 的右侧（向后方向）移动时，座位呈倾斜姿势，活动板 132 的前端略高于后端。当座位位于图 33A 的中央位置时，其呈基本水平姿势。此外，当座位向图 33A 的左侧（向前方向）移动时，座位呈倾斜姿势，活动板 132 的前端略低于后端。座位 120 的上表面并非必须要形成为与活动板 132 平行。例如，座位的上表面可以形成为当座位向图 33A 的右侧（向后方向）移动时具有大致水平的表面。尽管附图中没有示出，但是可以通过例如凸轮和曲柄的动力传动机构将驱动单元的输出传至活动板 132。

另一方面，每一个踏板 140 的上表面向前端（脚趾方向）倾斜大约  $10^\circ$ 。另外，当踏板 140 接受来自上方的负载时，可以通过内置弹簧（未图示）沿向下方向移动大约 20 至 30mm 的距离。另外，左右踏板彼此并非平行设置。如图 33B 所示，左右踏板设置成其轴线以所需角度彼此交叉。踏板的交叉角度被确定成与连接机构所提供的运动路径的交叉角度相一致。在该实施例中，运动路径从上方看基本呈 8 字形。此外，图 33B 的左侧与腿部训练设备的向前方向对应。在连接机构提供向右前方运动期间，右踏板的轴线方向

基本平行于锻炼方向。类似地，在连接机构提供向左前方运动期间，左踏板的轴线方向基本平行于锻炼方向。

此外，即使人的腿部在行走或跑步时承受超过 1G 的大加速度而膝关节也不出现损伤是有原因的。这是因为随着负载增加，在膝关节周围产生肌肉收缩，使得膝关节固定，膝关节处发生的剪切力减小。在使用该机构的本发明的腿部训练设备中，当作用至腿部的负载增加时使用者的重心沿膝关节的伸展方向移位。即，通过使连接机构所提供的运动路径与膝关节的伸展方向至少在向前运动阶段（即作用至腿部的负载增加的阶段）匹配，可以减小作用至膝关节的剪切负载。在腿部施加了最大负载之后，就不需要使连接机构所提供的运动路径与膝关节的伸展方向始终匹配，因为膝关节周围产生足够的肌肉收缩以固定膝关节。此外，可以使用用于将运动方向限制在前后方向上的连接机构 130。

#### <第六实施例>

如图 34A 和图 34B 所示，该实施例的腿部训练设备主要由基部 200、可移动地支撑于基部并且内部容置驱动单元的柱状支撑件 210、用于支撑使用者臀部的座位 220、用于连接座位和柱状支撑件的连接机构 230、一对设置在柱状支撑件前侧的踏板 240、以及在座位和踏板之间延伸的连杆 250 组成。

如图 35A 至图 35C 所示，驱动单元容置于齿轮箱 201 中，该齿轮箱位于柱状支撑件 210 内并且由基部 200 沿左右方向可枢转地支撑。轴 203 可转动地支撑于齿轮箱 201 内，安装在马达 202 的转轴上的齿轮 A 与安装在轴 203 上的减速齿轮 B 啮合。通过减速齿轮 B 提供的轴 203 的转动通过偏心凸轮 204 以及连接板 205 传递至框架 206、207、208，从而可以实现座位 220 的前后及上下运动。另一方面，安装在轴 203 上的齿轮 C 与安装于轴 211 上的齿轮 D 啮合，从而使轴 203 的转速减至一半，然后传递至轴 211。轴 211 的转动通过偏心凸轮 212 传递至臂 213。臂 213 万向铰接于基部 200，使得座位 220 可沿左右方向移动，如图 35C 中的箭头所示。在各连接部分，使用轴承以实现稳定的结构。在驱动单元的运动路径中，沿左右方向的行程约为沿前后方向行程的一半，从而以 1/2 减速比实现左右方向的摆动。通过适当改变偏心凸轮 204、212 的相位差，座位由上述过程实现的运动路径可以形成 V 形、W 形和水平的 8 字形。

另一方面，左右连杆 250 通过铰接件 242 连接至固定于框架 207 的连接构件 241。各踏板 240 通过连杆 250、铰接件 243 以及支点 244 沿上下方向可移动地支撑。在这种情况下，踏板的运动路径形成如下：当座位沿向前、向右及向下摆动时，右踏板 240 随之向下移动；而当座位沿向前、向左以及向下进行摆动时，左踏板 240 随之向下移动。这样，使用者的脚位置和重心位置之间的相对位移可以限制在膝关节弯曲和伸展的方向。当需要同时向下移动左右踏板时，左右铰接件 242 的位置向位于左右之间的中心线移位。此外，优选地，各踏板利用弹簧构件可移动地支撑，且所述弹簧构件的弹性特性被确定为：在对应于使用者基本一半重量的负载作用下，踏板向下移动的距离与座位 220 向下移动的距离相等。

如图 34B 所示，座位 220 具有用于容置使用者臀部和腰部的突起 221，并且在其左前和右前部分形成有凹部，处于坐姿的使用者的股骨区域位于该凹部。这样，即使驱动单元沿前、下、左及右方进行摆动时，使用者臀部和腰部可以通过突起向前推动而不会滑动，并且使用者也可以保持在踏板上，使得负载可以有效地作用于股骨区域。如图 36A 和图 36B 所示，座位的高度可以根据使用者的身高或者坐高进行调整。由于随着座位位置变高，踏板上的脚位置以及座位上的臀部位置之间的水平距离增大 ( $D1 \rightarrow D2$ )，因此可以为具有不同身高的使用者提供适当的腿部训练。

由上述腿部训练设备所提供的锻炼并非简单地用于摇晃使用者。当使用者被摇晃时，该设备尽量改变头部位置以用于平衡或者确保自身对抗摇晃，从而允许使用者肌肉张紧地进行锻炼。这种锻炼向使用者的臀部和股骨区域的肌肉施加负载，从而可以同时增强身体以及腿部的肌肉强度或代谢（血流、淋巴流）。此外，由于使用者的脚位置和重心位置之间的相对位移被限制在膝关节弯曲和伸展的方向，因此具有膝痛的使用者可以放心地进行腿部训练。

作为该实施例的一个修改，可以使用图 37 中所示的踏板 240'。在该踏板中，第一和第二活动板 261、262 均与基部 260 和台阶板（step board）263 中每一个可枢转地连接。此外，第一和第二活动板 261、262 通过销 264 可转动地彼此连接。另一方面，基部 260 通过销 265 与台阶板 263 连接。在基部 260 和台阶板 263 之间设置有弹簧 266。因此，通过使用该踏板——其通



过将这对活动板 261、262 以交叉形连接形成，可以不用考虑踏板 240'上的脚位置而提供踏板均匀的向下运动。

本发明的连接机构实质上是将支撑部分与基部移动式地连接，使得由于使用者自重而作用至腿部的负载可以通过使用者的脚位置与重心位置之间的相对位移而发生改变；并且限制支撑部分的运动方向，使得至少在作用至腿部的负载增加时，使用者的脚位置和重心位置之间的相对位移方向基本被限制在膝关节弯曲和伸展的方向。当使用者坐在座位构件 2 上时，使用者的重心位于使用者臀部略靠前的位置。因此，重心位置可以视为“座位构件中心略靠前位置”。即，在图 36A 和图 36B 所示的座椅式腿部训练设备的连接机构中，支撑部分由基部可移动地支撑，使得由使用者自重而作用至腿部的负载通过脚位置与“座位构件中心略靠前位置”之间的相对位移而发生改变，并且支撑部分的移动方向被限制成使得至少在作用至腿部的负载增大时，脚位置和“座位构件中心略靠前位置”之间的相对位移方向被基本限制在膝关节的弯曲和伸展方向。工业实用性

如上所述，根据本发明的腿部训练设备，当使用者的一部分体重由支撑部分进行支撑时，可以向包括股骨区域的腿部施加相对轻的负载，从而可以有效地产生股骨区域的肌肉收缩从而增加糖代谢。因此，可以为由于关节疼痛和肌肉强度恶化而导致锻炼能力下降的使用者提供适当的腿部训练。

此外，本发明的腿部训练设备将脚位置和重心位置之间的相对位移方向基本限制在膝关节弯曲和伸展的方向。这意味着可以将施加负载的方向限制在膝部中心与第二脚趾相连的方向上。当沿该方向施加负载时，具有膝痛例如膝部骨关节炎的使用者可以安全地进行腿部训练，而不会造成临床恶化和膝痛。

因此，本发明被期望可以广泛作用于防止/改善与生活方式有关的疾病或者用于美体/减肥锻炼的锻炼辅助装置，以及为具有膝部疾病和需要对腿部进行康复锻炼的使用者提供适当腿部训练的设备。

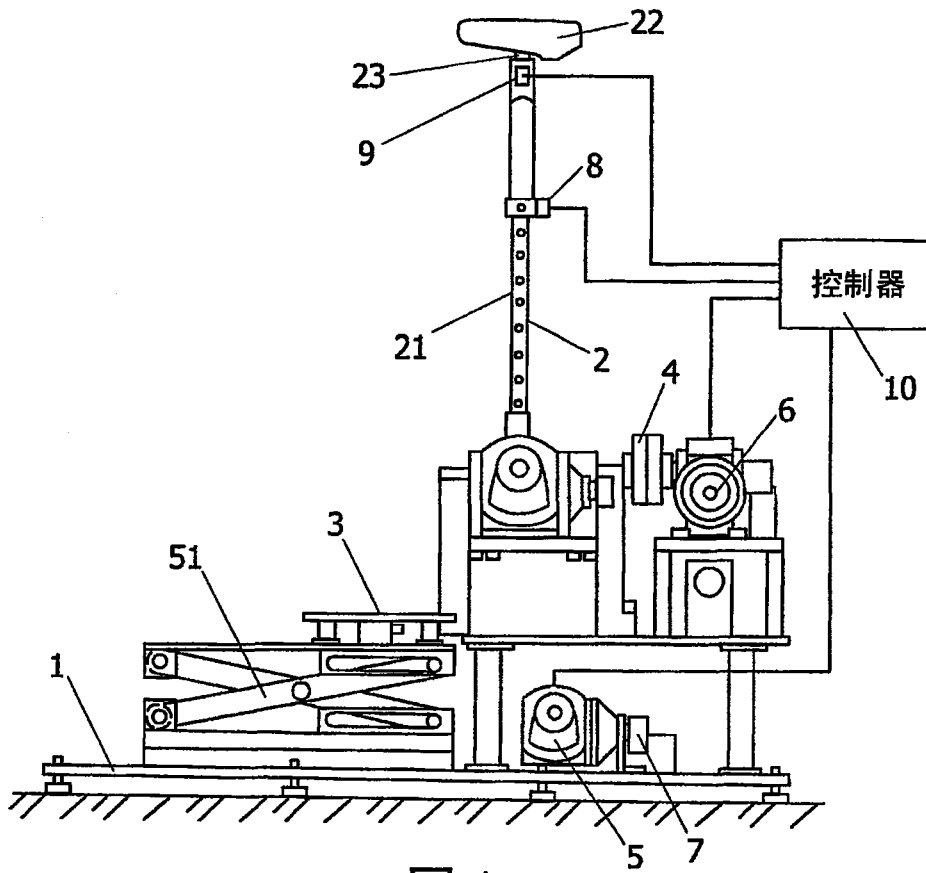


图 1

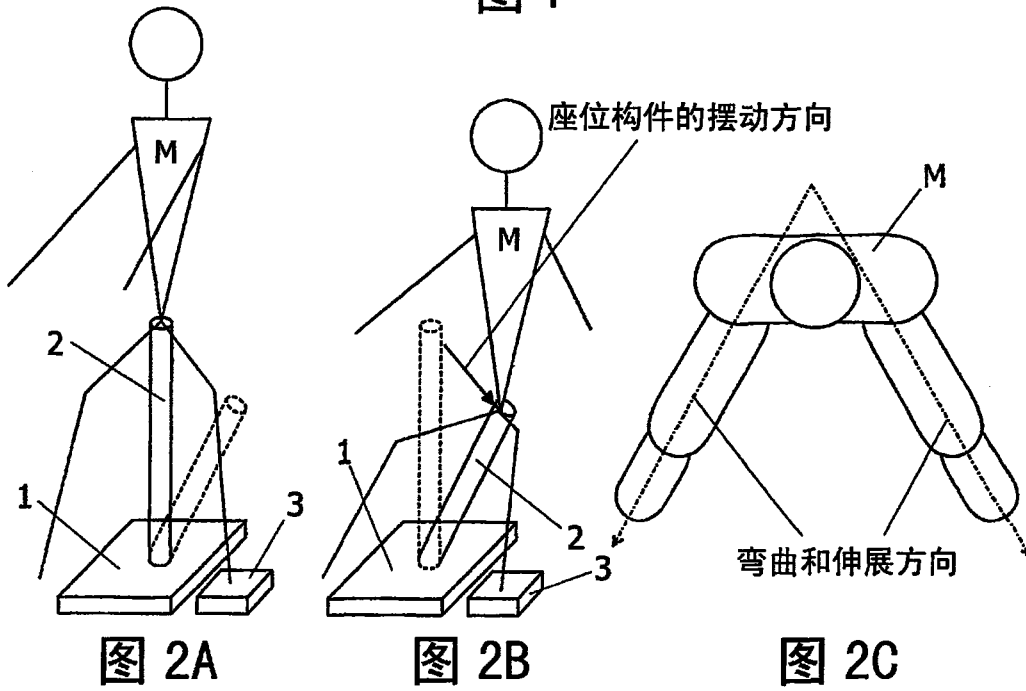


图 2A

图 2B

图 2C

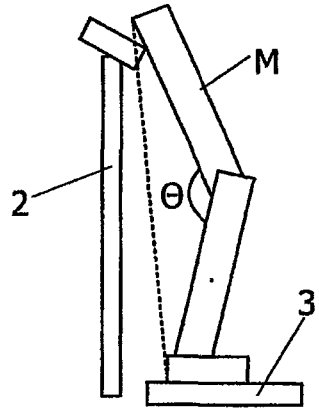


图 3A

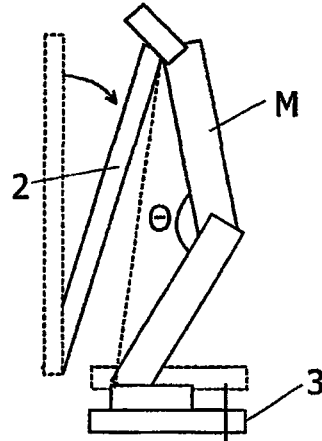


图 3B

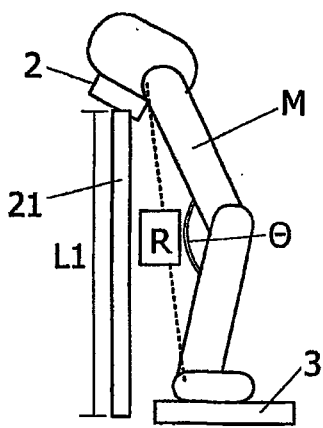


图 4A

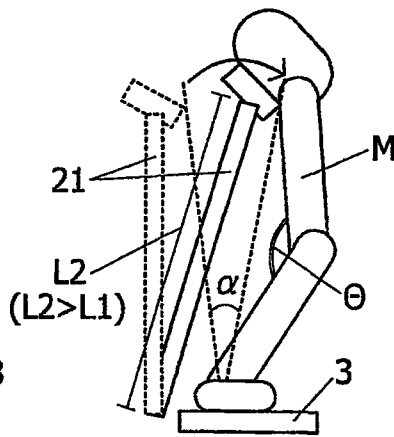


图 4B

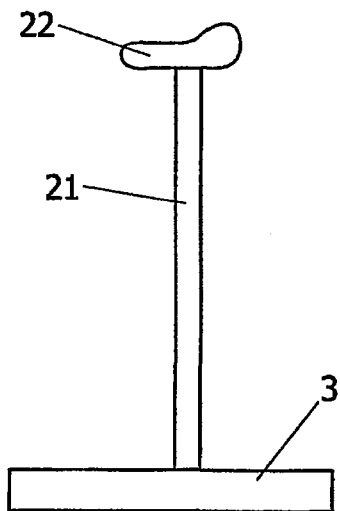


图 5A

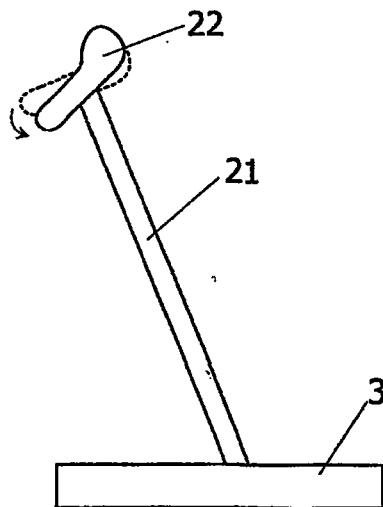


图 5B

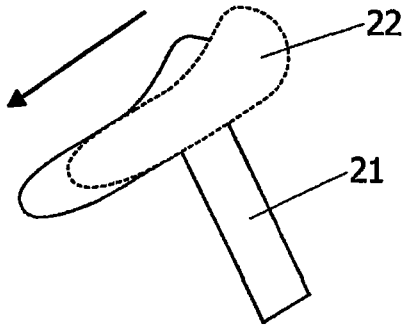


图 6

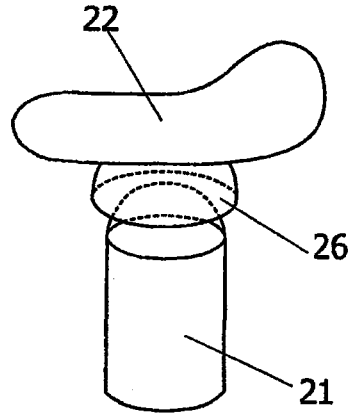


图 9

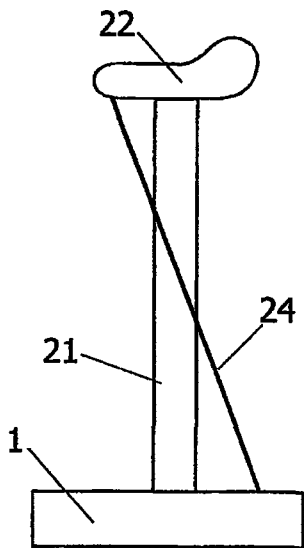


图 7A

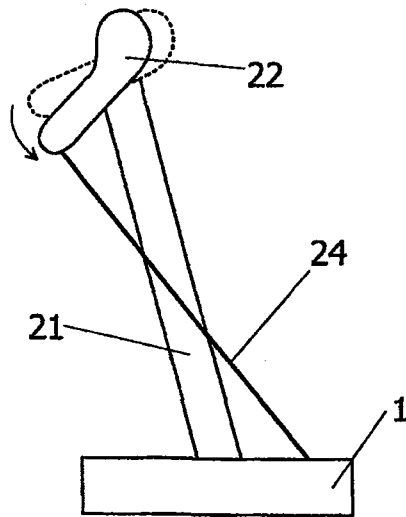


图 7B

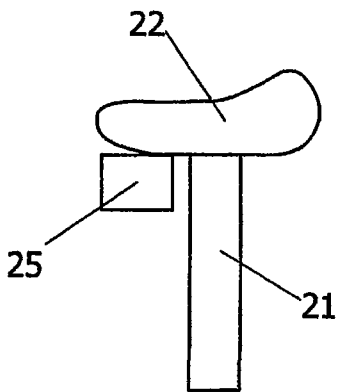


图 8A

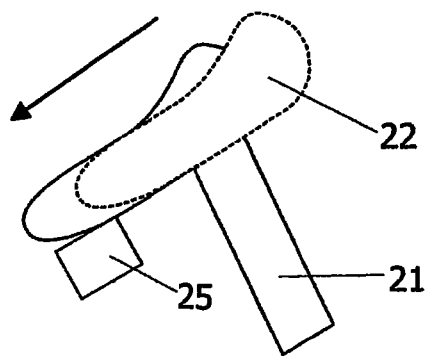


图 8B

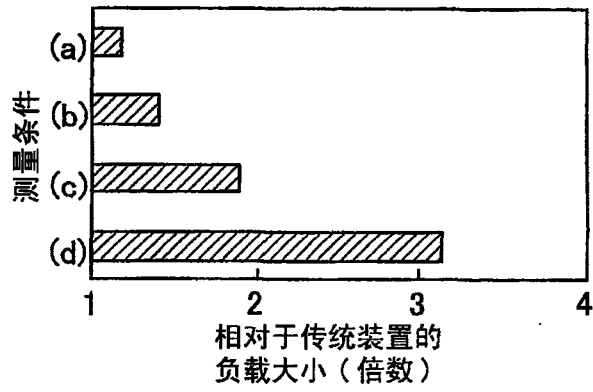


图 10

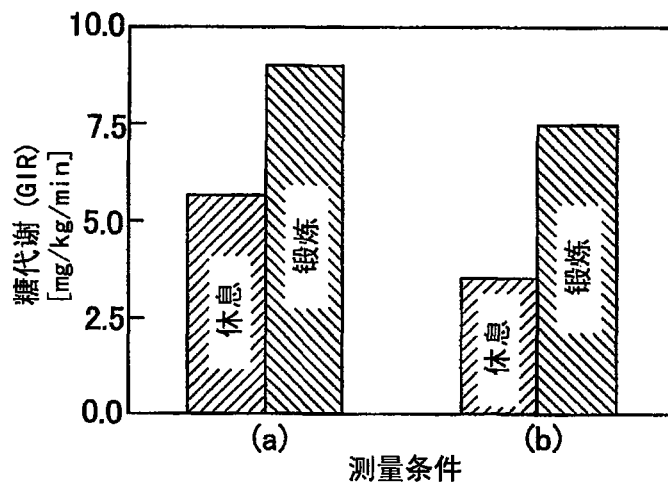


图 11

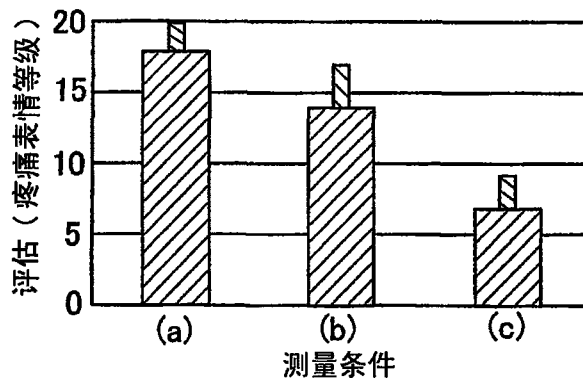


图 12

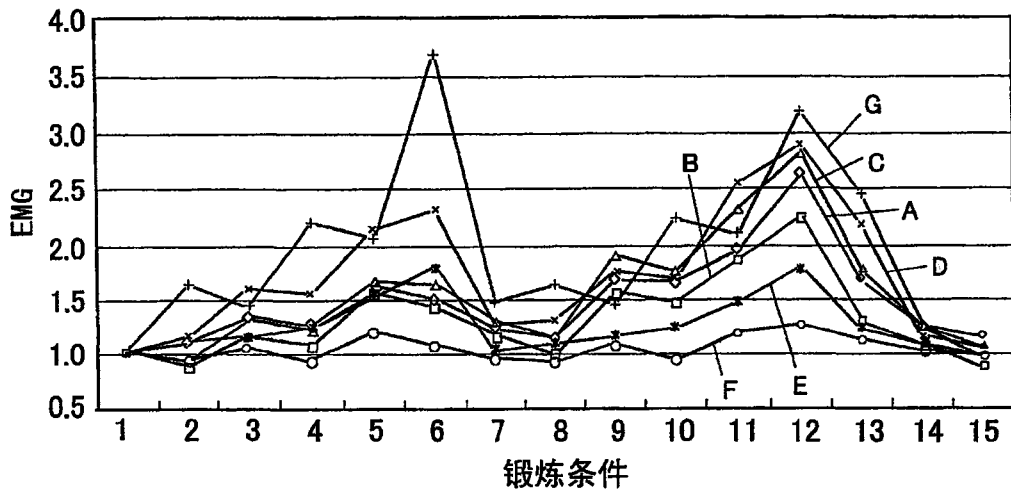


图 13

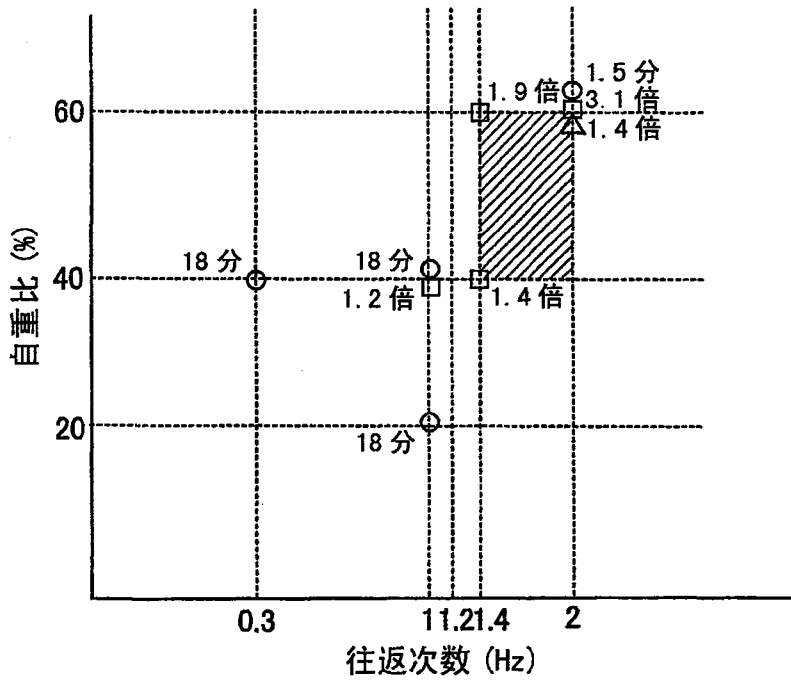


图 14

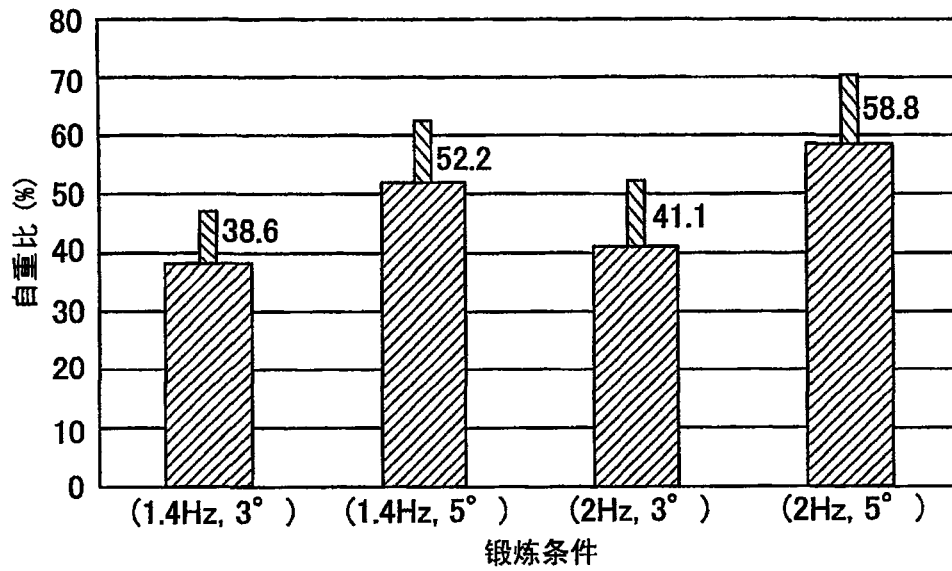


图 15

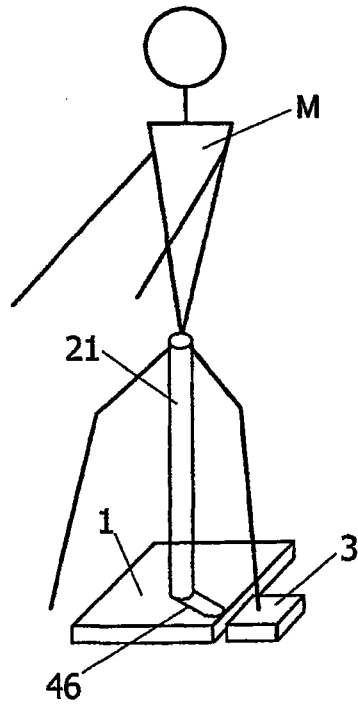


图 16A

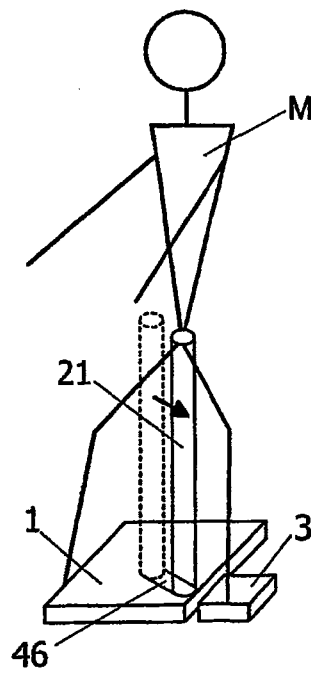


图 16B

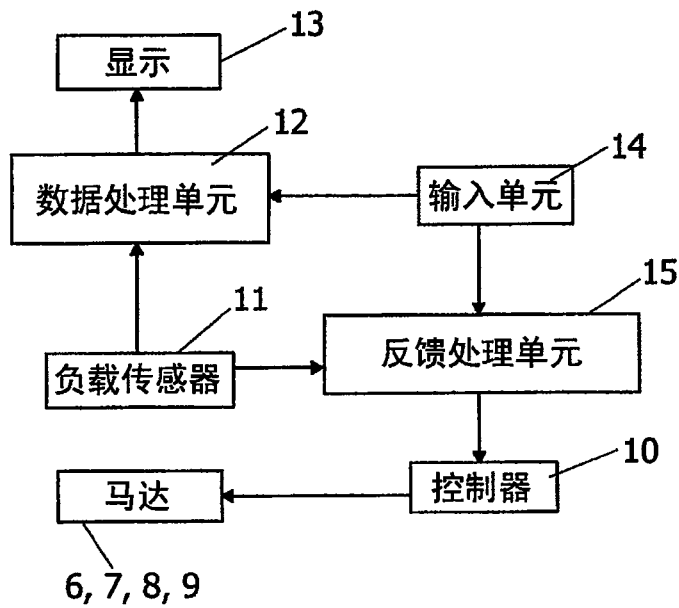


图 17

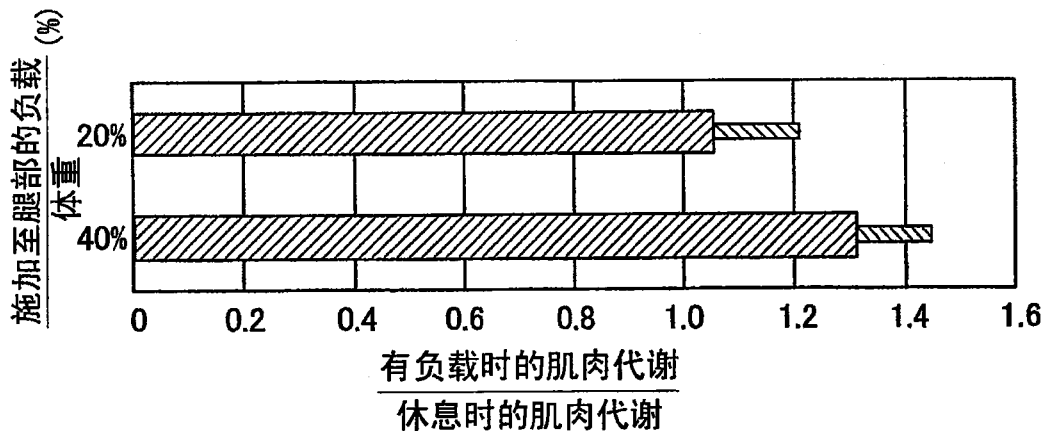


图 18



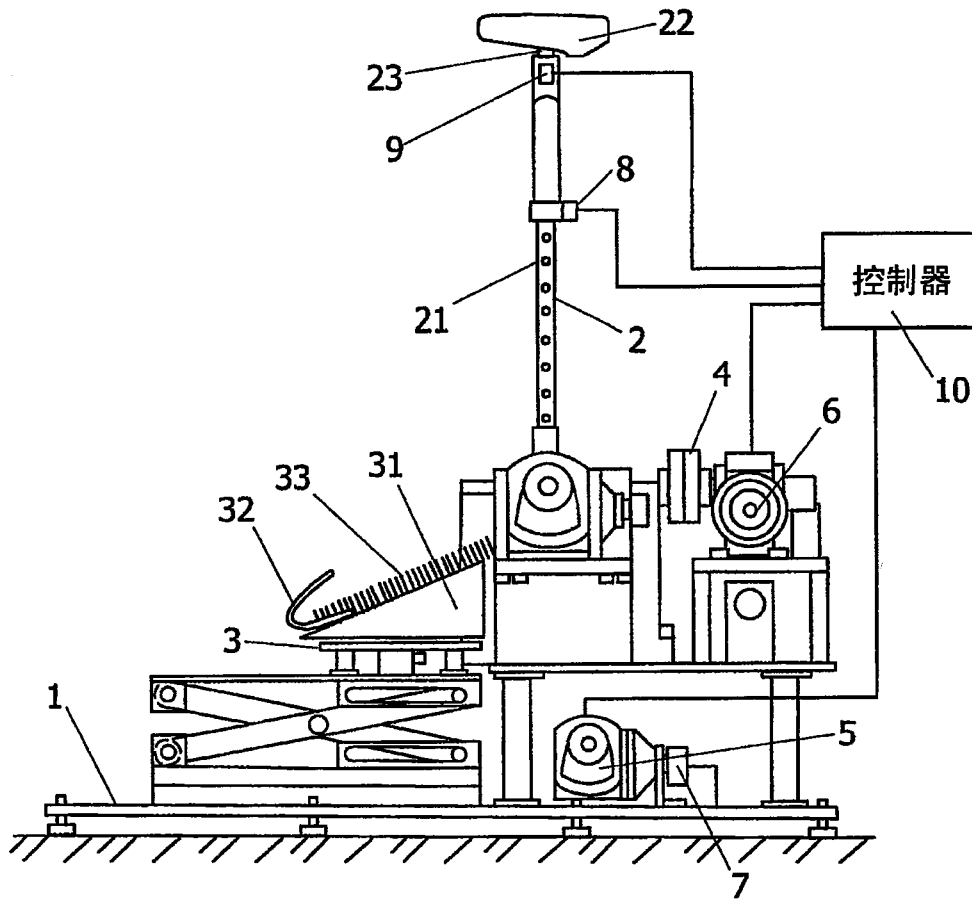


图 19

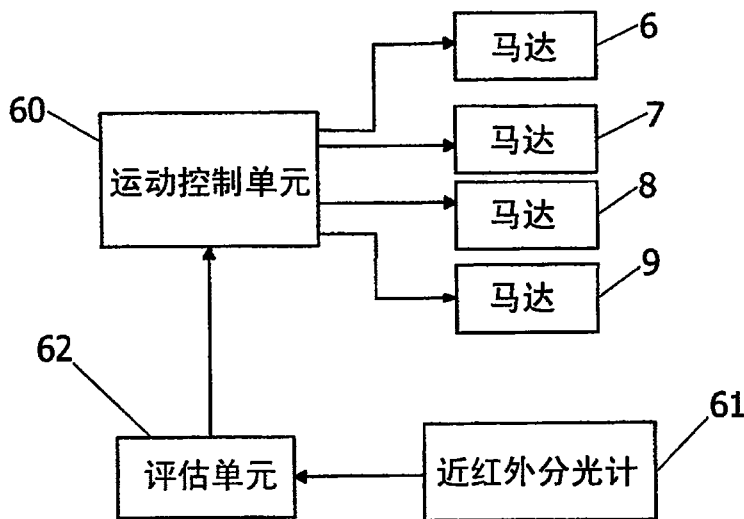


图 20

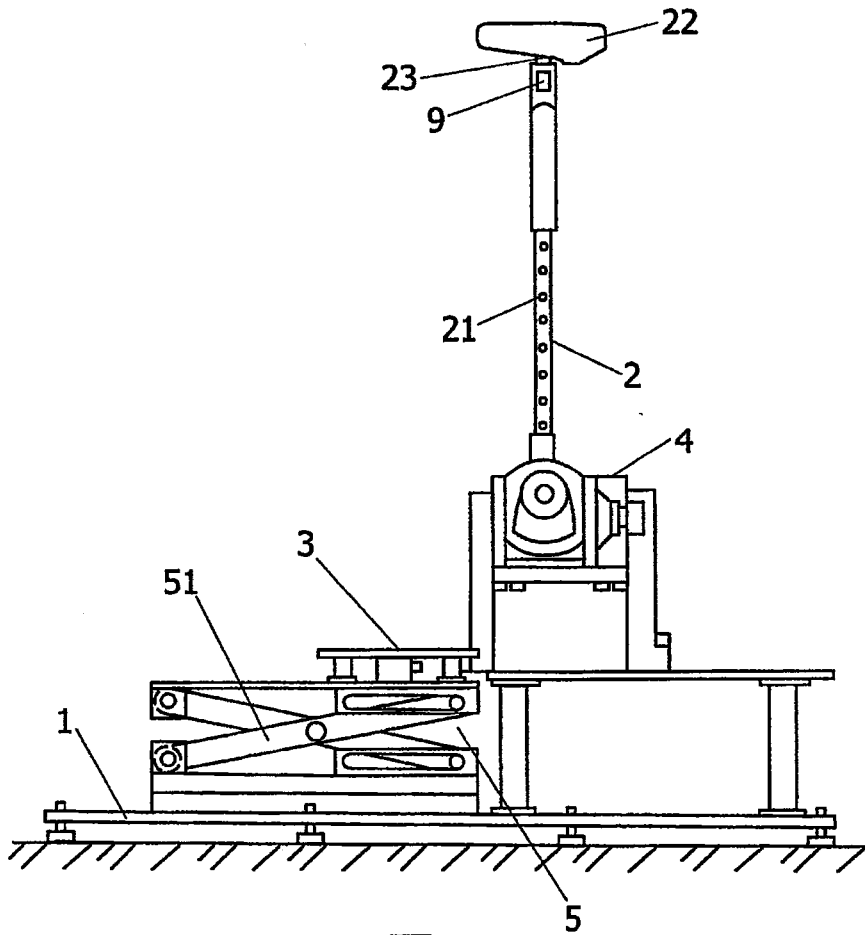


图 21

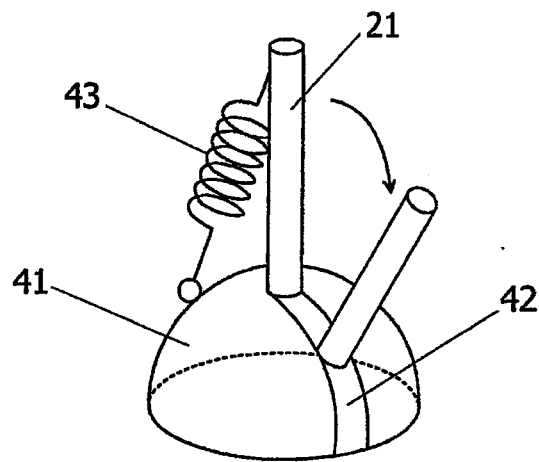


图 22

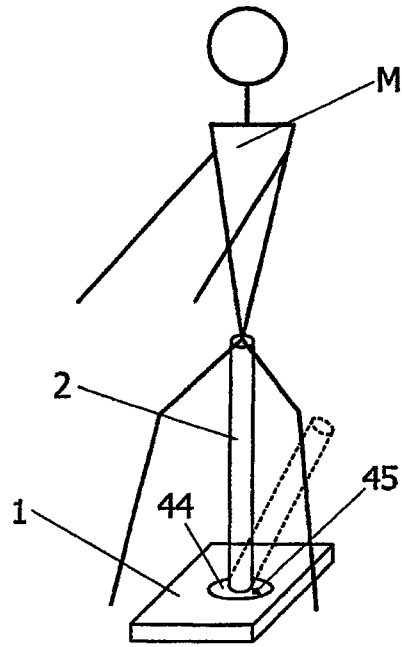


图 23A

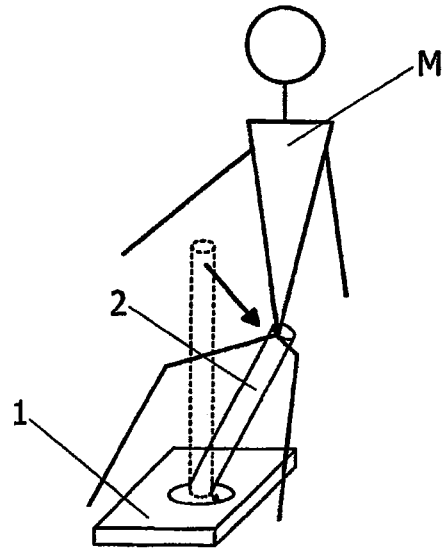


图 23B

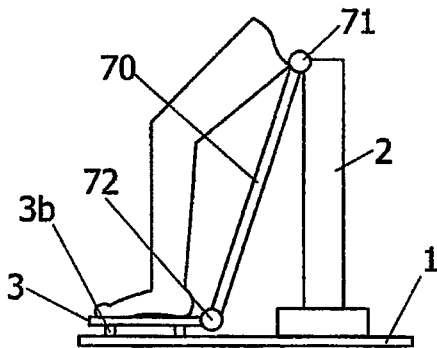


图 24A

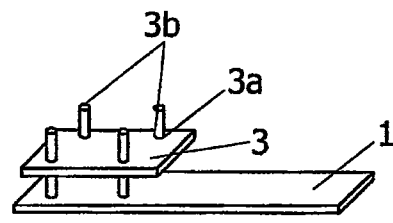


图 24B

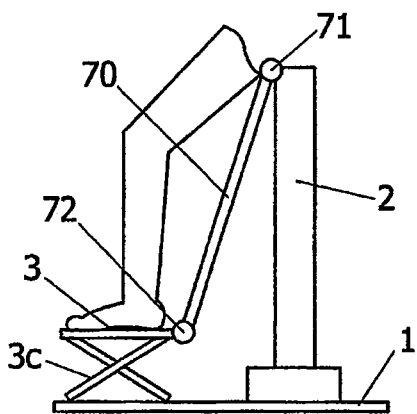


图 25

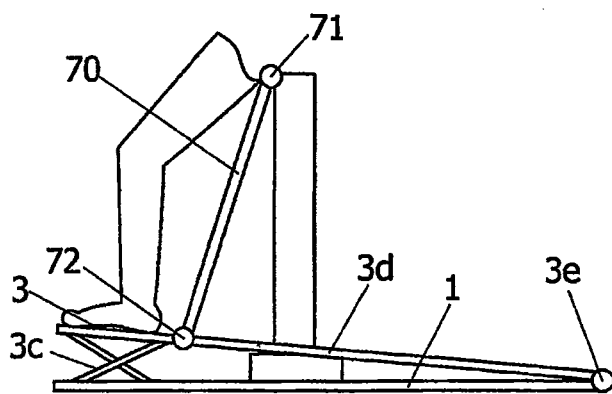


图 26

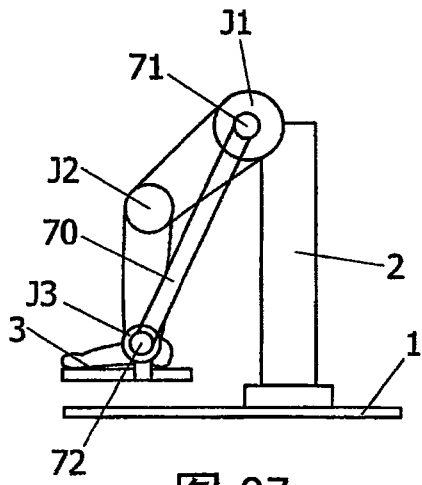


图 27

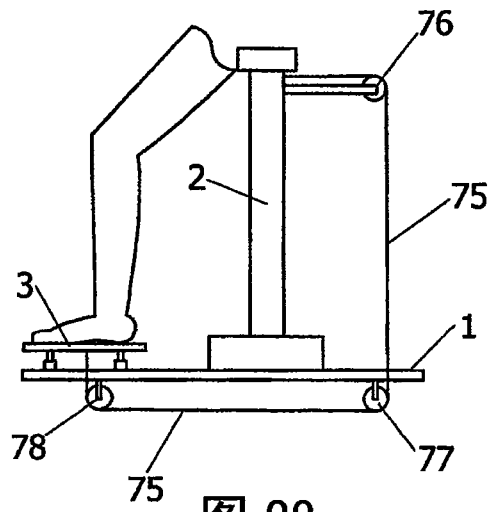


图 28

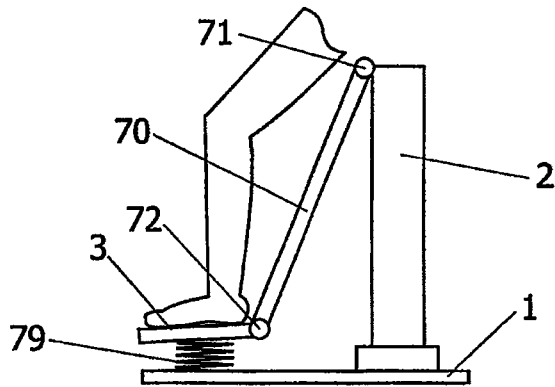


图 29

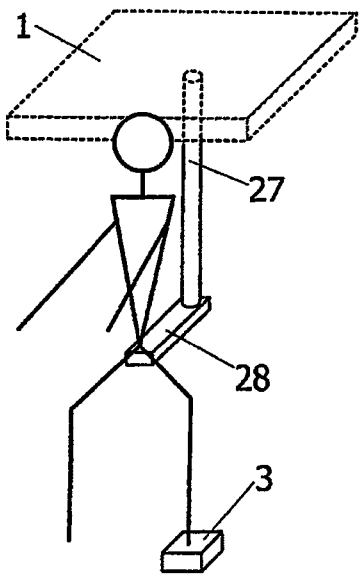


图 30A

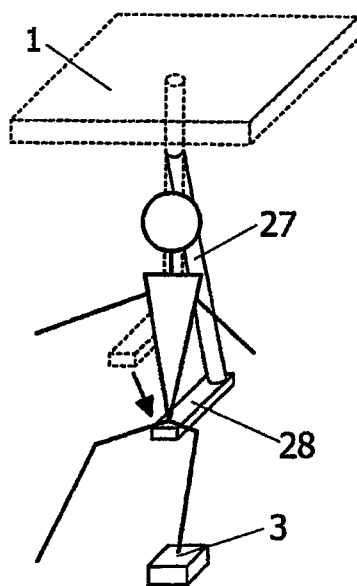


图 30B

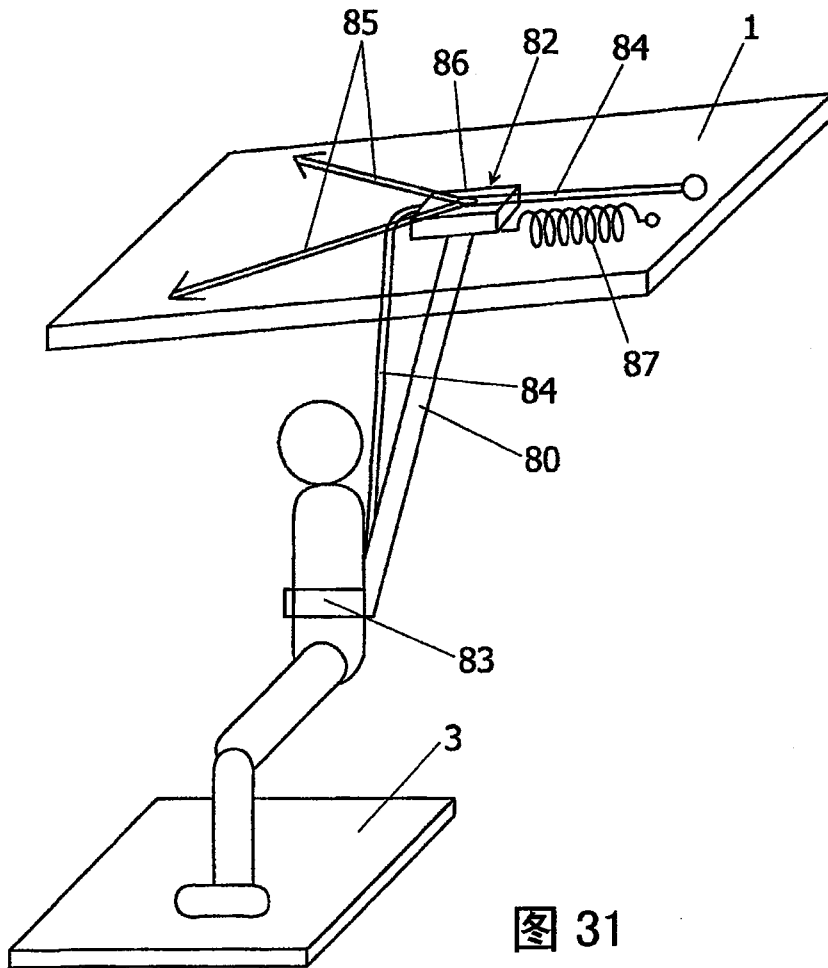


图 31

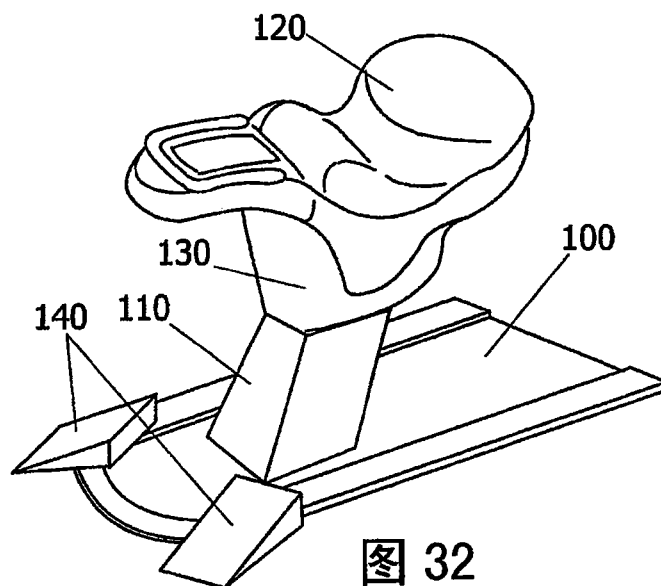


图 32

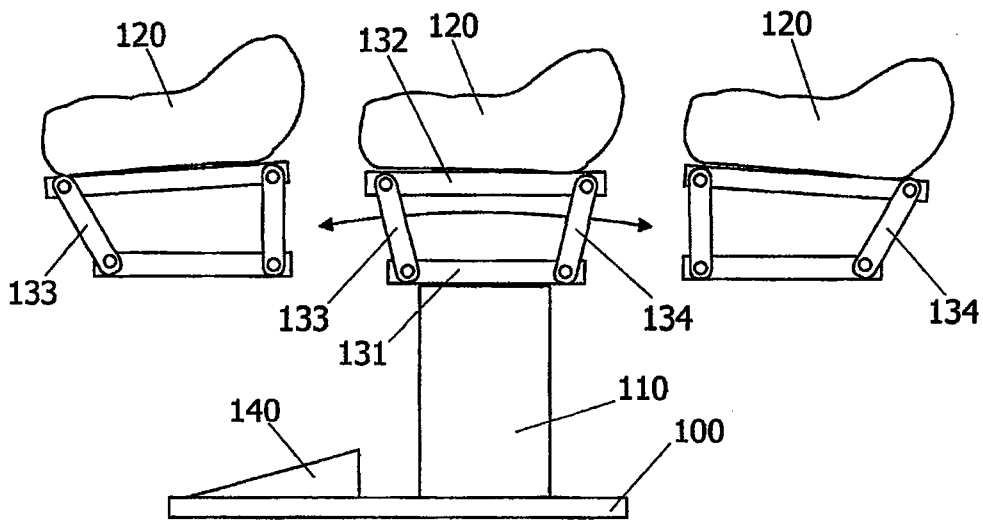


图 33A

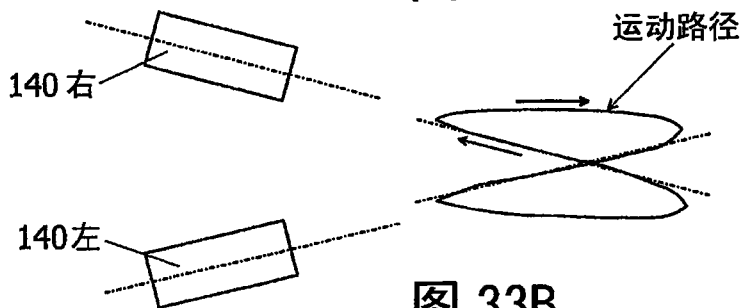


图 33B

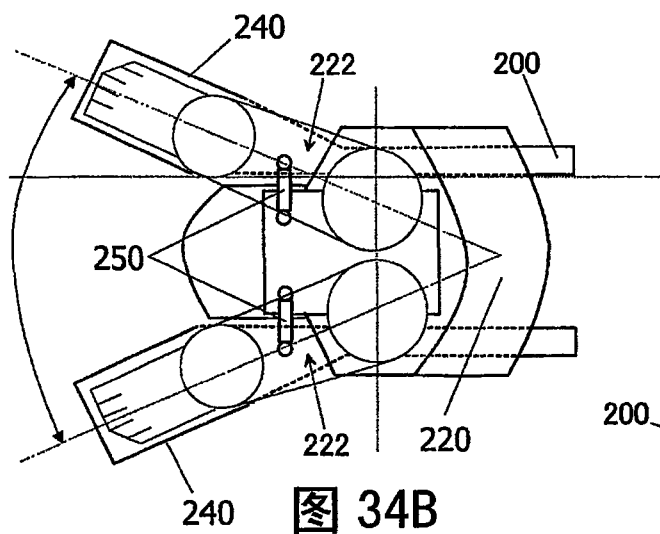


图 34B

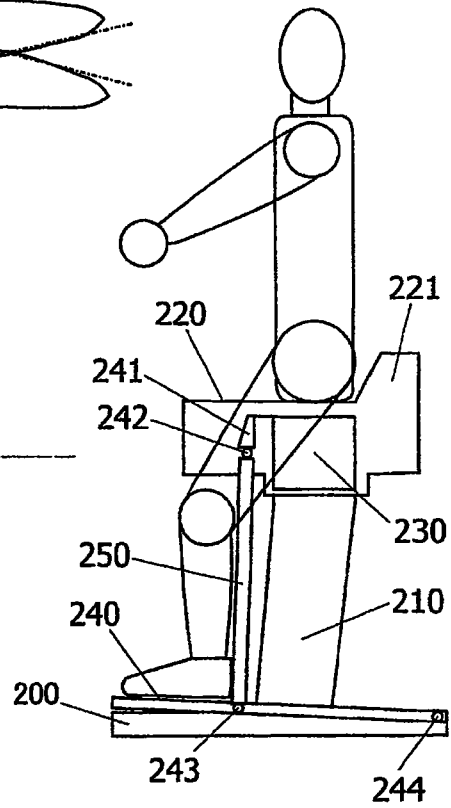
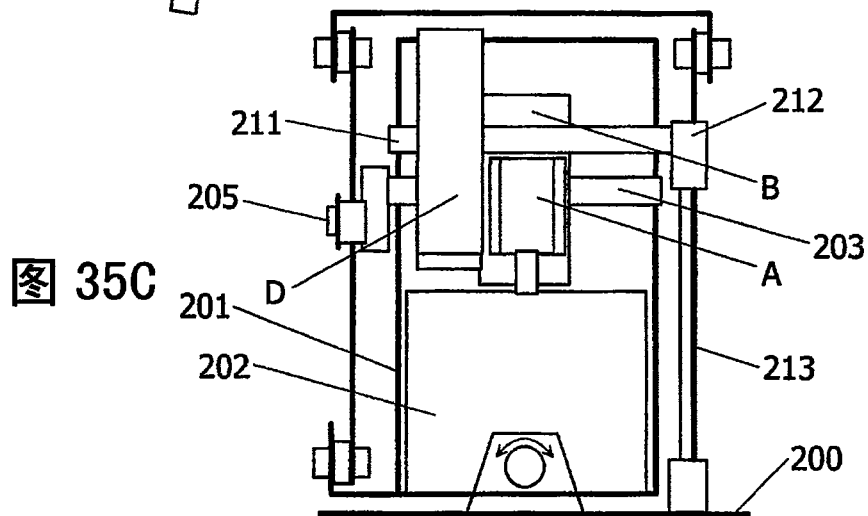
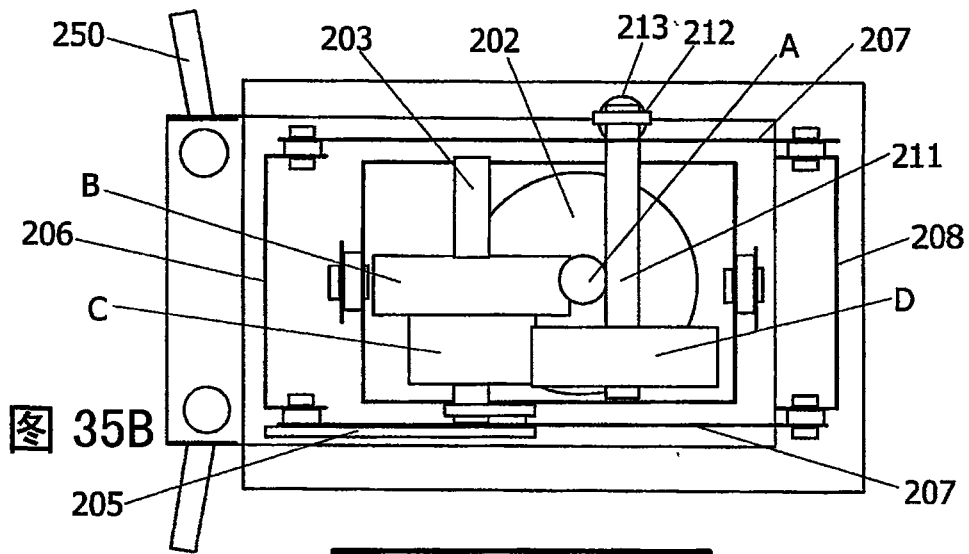
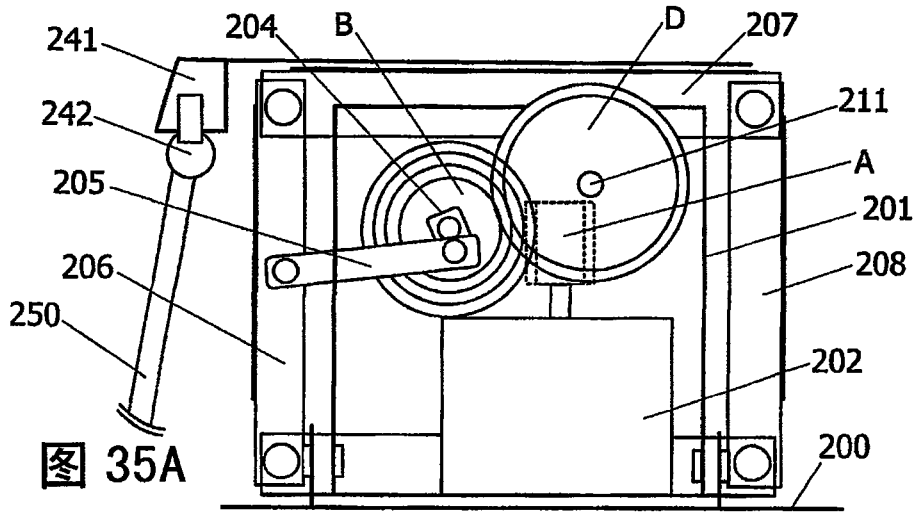


图 34A



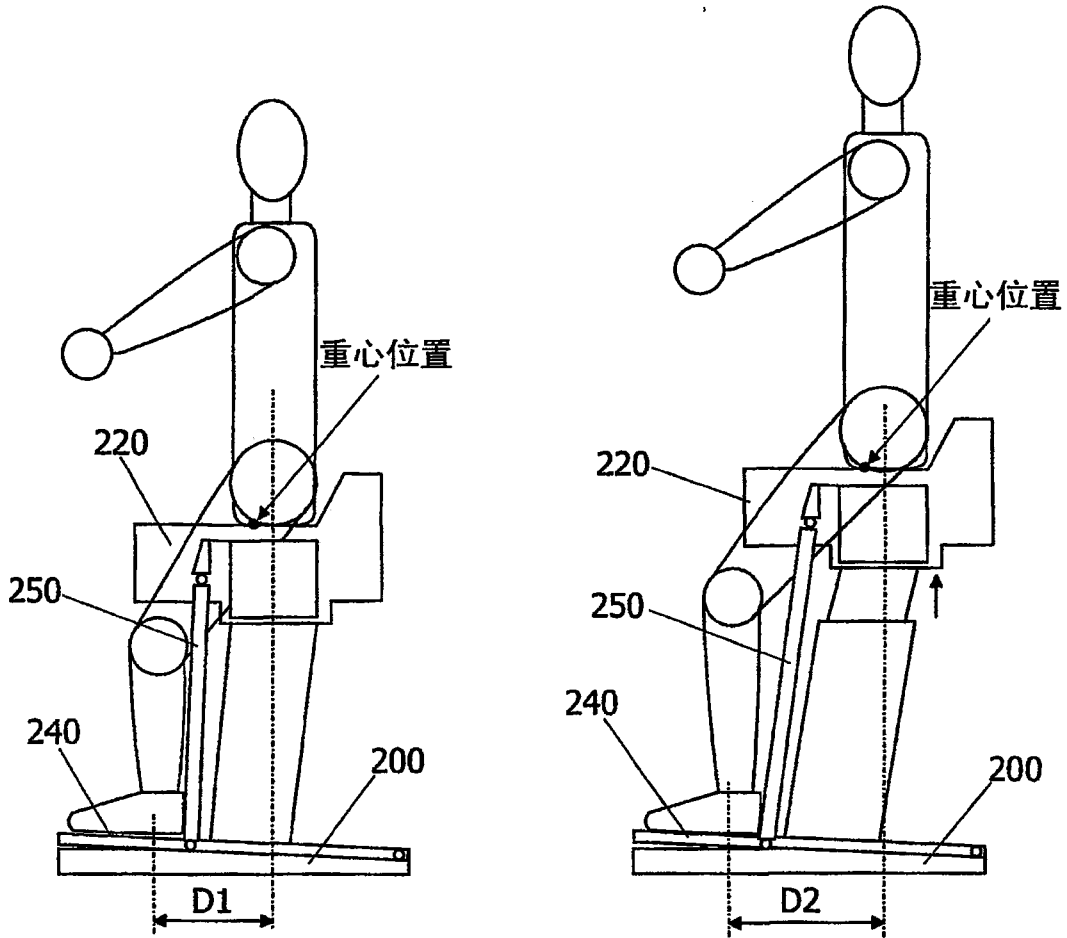


图 36A

图 36B

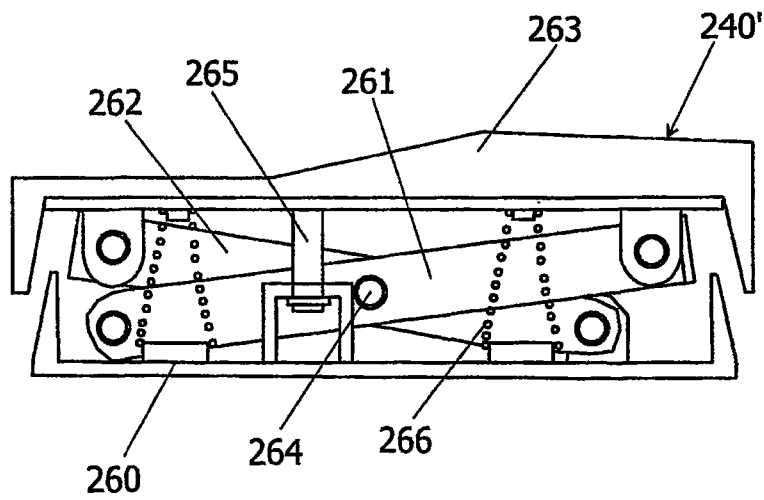


图 37