

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2015年2月12日 (12.02.2015)



(10) 国际公布号
WO 2015/018340 A1

- (51) 国际专利分类号:
A61F 5/01 (2006.01) A61H 3/00 (2006.01)
- (21) 国际申请号: PCT/CN2014/083796
- (22) 国际申请日: 2014年8月6日 (06.08.2014)
- (25) 申请语言: 中文
- (26) 公布语言: 中文
- (30) 优先权:
201310347765.8 2013年8月9日 (09.08.2013) CN
201420149171.6 2014年3月28日 (28.03.2014) CN
- (72) 发明人: 及
- (71) 申请人: 罗云 (LUO, Yun) [CN/CN]; 中国上海市闵行区东川路800号, Shanghai 200240 (CN)。
- (72) 发明人: 徐敏 (XU, Min); 中国上海市闵行区东川路800号, Shanghai 200240 (CN)。 甘云 (GAN, Yun); 中国上海市虹桥路333号509B室, Shanghai 200030 (CN)。
- (74) 代理人: 上海旭诚知识产权代理有限公司 (SUN-RAY INTELLECTUAL PROPERTY ATTORNEYS); 中国上海市浦东新区东方路710号汤臣金融大厦1212室郑立, Shanghai 200122 (CN)。
- (81) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。
- (84) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE,

[见续页]

(54) Title: KNEE JOINT ORTHOSIS HAVING OFFLOADING FUNCTION

(54) 发明名称: 具有免荷功能的膝关节矫形器

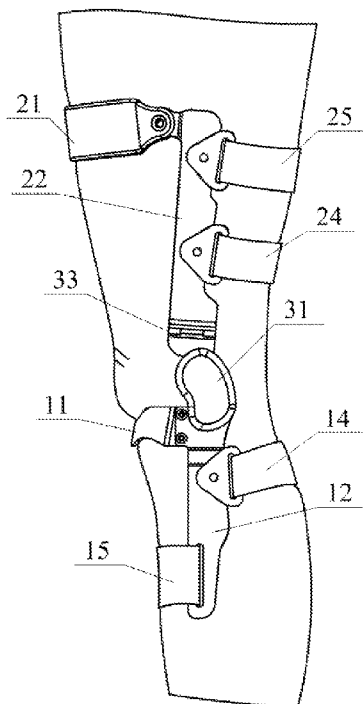


图5 /Fig.5

(57) Abstract: A knee joint orthosis comprising a femur brace, a tibia brace, and an adjusting mechanism (31 and 32). The adjusting mechanism (31 and 32) allows the knee joint orthosis to be in a first state. With the knee joint orthosis in the first state, the femur brace encumbers the thigh, the tibia brace encumbers the lower leg, the femur brace exerts onto the thigh a force that runs along a femoral mechanical axis and away from the lower leg, and the tibia brace exerts onto the lower leg a force that runs along a tibial mechanical axis and away from the thigh. The adjusting mechanism (31 and 32) also allows the knee joint orthosis to be in a second state. With the knee joint orthosis in the second state, the femur brace does not exert onto the thigh the force that runs along the femoral mechanical axis and away from the lower leg, and the tibia brace does not exert onto the lower leg the force that runs along the tibial mechanical axis and away from the thigh, and the femur brace disencumbers the thigh while the tibia brace disencumbers the lower leg. The knee joint orthosis is driven by a lower limb of the human body and is capable of implementing automatic transformations from the second state to the first state and subsequently from the first state to the second state that match with gaits of the human body.

(57) 摘要: 一种膝关节矫形器, 包括大腿骨架、小腿骨架和调节机构(31, 32)。调节机构(31, 32)使膝关节矫形器处于第一状态; 处于第一状态的膝关节矫形器的大腿骨架紧束缚大腿, 小腿骨架紧束缚小腿, 大腿骨架对大腿施加沿股骨机械轴且背离小腿的方向的力, 小腿骨架对小腿施加沿胫骨机械轴且背离大腿的方向的力。调节机构(31, 32)还可以使膝关节矫形器处于第二状态; 处于第二状态的膝关节矫形器的大腿骨架不对大腿施加沿股骨机械轴且背离小腿的方向的力, 小腿骨架不对小腿施加沿胫骨机械轴且背离大腿的方向的力; 并且大腿骨架松束缚大腿, 小腿骨架松束缚小腿。膝关节矫形器由人体下肢驱动, 可实现和人体的步态配合的自动地从第二状态到第一状态继而从第一状态到第二状态的转换。

WO 2015/018340 A1

IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。
本国际公布:
— 包括国际检索报告(条约第 21 条(3))。

说明书

发明名称：具有免荷功能的膝关节矫形器

- [1] 技术领域
- [2] 本发明涉及一种矫形器，尤其涉及一种具有免荷功能的膝关节矫形器。
- [3] 背景技术
- [4] 人体下肢是指人体腹部以下部分，包括臀部、股部、膝部、小腿部和足部，其具有支撑身体站立、步行的重要功能，还可以使身体呈坐位、跪坐、卧位等多种姿势。其中，主要作用为支撑体重的下肢的骨骼，即下肢骨，分为下肢带骨和自由下肢骨两部分。下肢带骨即髌骨，自由下肢骨包括股骨、髌骨、胫骨、腓骨及7块跗骨、5块跖骨和14块趾骨。骨与骨之间连接的地方称为关节，人体下肢包括三大关节：髌关节、膝关节和踝关节，皆为承重关节。
- [5] 由于老化、生病或意外，人体的骨或关节会发生病变或退化，而人体下肢骨或下肢骨关节的病变或退化可能严重影响其承重功能，进而影响人体的站立、行走以及奔跑跳跃。对此，通常采用药物治疗、传统理疗及康复治疗，严重时采用手术治疗以恢复下肢骨或关节的功能。在康复治疗中，常常使用矫形器。
- [6] 矫形器（orthosis）又称支具（brace），是用于人体四肢或其它部位以预防、矫正畸形，治疗骨、关节、神经、肌肉疾患并补偿其功能的体外装置，它通过限制或辅助身体运动，或改变身体力线等作用，以减轻四肢、脊柱、骨骼肌系统的功能障碍。根据适用部位不同，其可以分为上肢矫形器、脊柱矫形器以及下肢矫形器。其中，上肢矫形器主要用于补偿失去的肌力、扶持麻痹的肢体、保持或固定肢体与功能位、提供牵引力以防止挛缩和/或预防或矫正畸形；脊柱矫形器主要用于减轻局部疼痛、保护病变部位免受进一步损伤、支持麻痹的肌肉和/或预防、矫正畸形；下肢矫形器主要用于固定病变关节、预防或矫正畸形、代偿失去的肌肉功能、改善步态、避免肢体承重、促进骨折愈合和早期功能恢复。
- [7] 膝关节是人体下肢的重要承重关节之一，如图1所示，其连接于大腿股骨1和小腿胫骨2之间，其包括关节软骨4、内侧半月板5和外侧半月板6。图1中还显示了

髌骨3和胫骨粗隆7。

- [8] 当膝关节软骨发生病变，例如骨性关节炎（OA），将导致关节软骨逐渐变性、坏死、磨损，随后骨头（即股骨与胫骨）之间开始互相直接摩擦，由此引起膝关节疼痛，并影响患者的日常生活。另外，膝关节老化、膝关节损伤、遗传、肥胖或过度运动也会对膝关节造成的额外负重。对于这些膝关节问题，在康复治疗中提供能提供避免或减轻膝关节部分的肢体承重的，即具有免荷（或免载）功能的下肢矫形器是有利于减轻病患的痛苦并帮助患者的恢复的。
- [9] 免荷矫形器（Load-free orthosis）的目标为减轻肢体某节段骨骼和/或关节的轴向负重，其可以是部分免荷的，也可以是完全免荷的，主要出现在下肢矫形器中。目前用于减少或免除胫骨中段以下，包括踝关节和足部的体重负荷的免荷矫形器有腓韧带承重（PTB）矫形器（图2），用于对股骨、膝关节、胫骨等进行免荷的免荷矫形器有坐骨承重膝踝足矫形器（图3），其皆具有足蹬部分（即皆为落地式矫形器），因此使用不方便，且不美观。并且其包括了踝关节，不够灵活的辅具踝关节影响健康人体踝关节，带来极大地行动不便，且辅具结构复杂，尺寸过长，不易穿戴。
- [10] 美国专利US8292838B2公开的OSSUR的安陆德免荷一号矫形器（图4）和Otto Bock的Genu Arthro 28K20/21矫形器并没有设计足蹬部分，这些非落地式膝关节免荷辅具都是通过三点力学原理施加内翻或外翻的力将受损一侧关节的间隙拉开，关节面压力得到卸载，从而阻止膝关节进一步磨损和局部症状的加重。但是人体在步态过程中产生的膝关节处的载荷是由双侧关节面及辅具一同承受，由于该类型的辅具侧向的大、小腿夹板没有分别固定于大腿和小腿上，不能限制夹板沿腿部轴线移动，即夹板不能帮助传递膝关节处沿力线方向的力，所以当受损一侧关节面的承载减小时，健康一侧的关节面的承载会相应增大来保证双侧关节面的承载总和不变。因此可见，其在减轻受损一侧的负载同时却大大增加了另一侧关节面所承受的载荷，这样反而加速了健康关节面软骨的磨损，最后导致膝关节两髌的骨关节炎。因此，它们皆不是真正意义上的免荷矫形器。
- [11] 因此，本领域的技术人员致力于开发一种具有免荷功能的膝关节矫形器，其不

包括足蹬部分，并且能实现真正意义上的免荷功能。

[12] 发明内容

[13] 有鉴于现有技术的上述缺陷，本发明所要解决的技术问题是提供一种膝关节矫形器，通过紧束缚大腿和小腿并施加作用力使股骨和胫骨的骨头之间保有间隙，实现非落地地对膝关节免荷。

[14] 为实现上述目的，本发明提供了一种膝关节矫形器，其特征在于，包括佩戴于大腿的大腿骨架和佩戴于小腿的小腿骨架；

[15] 所述膝关节矫形器的工作状态包括第一状态；

[16] 处于所述第一状态的所述膝关节矫形器的所述大腿骨架紧束缚所述大腿，所述小腿骨架紧束缚所述小腿，所述大腿骨架对所述大腿施加沿股骨机械轴且背离小腿的方向的力，所述小腿骨架对所述小腿施加沿胫骨机械轴且背离大腿的方向的力；所述大腿骨架与所述小腿骨架之间的间距为第一间距。

[17] 进一步地，所述膝关节矫形器的工作状态还包括第二状态；

[18] 处于所述第二状态的所述膝关节矫形器的所述大腿骨架不对所述大腿施加沿股骨机械轴且背离小腿的方向的力，所述小腿骨架不对所述小腿施加沿胫骨机械轴且背离大腿的方向的力；所述大腿骨架与所述小腿骨架之间的间距为第二间距；

[19] 所述第二间距小于所述第一间距。

[20] 进一步地，处于所述第二状态的所述膝关节矫形器的所述大腿骨架松束缚所述大腿，所述小腿骨架松束缚所述小腿。

[21] 进一步地，所述膝关节矫形器还包括调节机构，所述调节机构设置有所述大腿骨架和/或所述小腿骨架上，或者设置在所述大腿骨架和所述小腿骨架之间，其使所述膝关节矫形器处于所述第一状态或所述第二状态。

[22] 进一步地，当髌膝踝角与站立正位髌膝踝角之差小于第一状态转换角度时，所述调节机构使所述膝关节矫形器处于所述第一状态；当所述髌膝踝角与所述站立正位髌膝踝角之差大于第二状态转换角度时，所述调节机构使所述膝关节矫形器处于所述第二状态；所述第二状态转换角度大于或等于所述第一状态转换角度。

- [23] 进一步地，所述小腿骨架包括小腿托；处于所述第一状态的所述膝关节矫形器的所述小腿骨架的所述小腿托横向地在髌骨与胫骨粗隆之间的凹部处束缚所述小腿。
- [24] 进一步地，所述调节机构设置在所述大腿骨架和所述小腿骨架之间，与所述大腿骨架和所述小腿骨架分别相连。
- [25] 进一步地，所述大腿骨架能通过所述调节机构相对所述小腿骨架转动。
- [26] 可选地，通过手动驱动所述调节机构，使所述膝关节矫形器从所述第一状态进入所述第二状态，以及使所述膝关节矫形器从所述第二状态进入所述第一状态。
- [27] 可选地，通过电力驱动所述调节机构，使所述膝关节矫形器从所述第一状态进入所述第二状态，以及使所述膝关节矫形器从所述第二状态进入所述第一状态。
- [28] 进一步地，所述膝关节矫形器还包括电源、传感器、马达和控制单元。
- [29] 可选地，通过下肢驱动所述调节机构，使所述膝关节矫形器从所述第一状态进入所述第二状态，以及使所述膝关节矫形器从所述第二状态进入所述第一状态。
- [30] 进一步地，包括两个调节机构，其分布在所述下肢的膝关节的两侧。
- [31] 进一步地，所述转动的转动轴与所述膝关节的第一转动轴平行。
- [32] 进一步地，所述小腿骨架还包括两个小腿夹板和小腿绑带；
- [33] 所述两个小腿夹板分别贴合在所述小腿的两侧，所述两个小腿夹板的第一端分别连接到所述两个调节机构；
- [34] 所述小腿绑带横向地贴合在所述小腿的背面的中上部，其两端分别连接在所述两个小腿夹板上；
- [35] 所述小腿托为条状结构，其具有可贴合所述凹部的内表面，所述小腿托的两端分别固定连接到所述两个小腿夹板；
- [36] 在所述小腿夹板上，所述小腿托与所述小腿夹板间的连接位置比所述小腿绑带与所述小腿夹板间的连接位置更接近所述小腿夹板的所述第一端。
- [37] 进一步地，所述大腿骨架包括大腿托、两个大腿夹板和大腿绑带；

- [38] 所述两个大腿夹板分别分布在大腿两侧，所述两个大腿夹板的第二端分别连接到所述两个调节机构；
- [39] 所述大腿托为条状结构，其具有可横向地贴合所述大腿的正面的内表面，所述大腿托的两端分别连接到所述两个大腿夹板；
- [40] 所述大腿绑带可横向地贴合在所述大腿的背面，其两端分别连接在所述两个大腿夹板上；
- [41] 在所述大腿夹板上，所述大腿托与所述大腿夹板间的连接位置比所述大腿绑带与所述大腿夹板间的连接位置更接近所述大腿夹板的所述第一端。
- [42] 进一步地，所述大腿托能绕其与所述大腿夹板的连接点转动。
- [43] 进一步地，所述调节机构包括之间可相互转动及平动的槽盘和滑块，所述槽盘上具有弯曲的槽，所述滑块上具有凸起部，所述凸起部可在所述槽中滑动；
- [44] 所述槽盘与所述小腿夹板的所述第一端相连，所述滑块与所述大腿夹板的所述第二端相连；或者，所述滑块与所述小腿夹板的所述第一端相连，所述槽盘与所述大腿夹板的所述第二端相连。
- [45] 进一步地，所述滑块在所述滑块的边缘处与所述大腿夹板的所述第二端相连。
- [46] 可选地，所述滑块通过铰链连接所述大腿夹板的所述第二端，所述滑块与所述铰链的连接位置在所述滑块的边缘处。
- [47] 可选地，所述滑块与所述大腿夹板一体成型。
- [48] 进一步地，所述槽盘在所述槽盘的边缘处与所述小腿夹板的所述第一端相连。
- [49] 可选地，所述槽盘铆接在所述小腿夹板的所述第一端。
- [50] 可选地，所述槽盘与所述小腿夹板一体成型。
- [51] 进一步地，所述槽具有第一弯曲部和第二弯曲部；
- [52] 在所述下肢的所述步态驱动下，当所述凸起部从所述第一弯曲部进入所述第二弯曲部时，所述膝关节矫形器从所述第一状态进入第二状态；当所述凸起部从所述第二弯曲部进入所述第一弯曲部时，所述膝关节矫形器从所述第二状态进入第一状态。
- [53] 进一步地，所述槽包括第一槽和第二槽，所述凸起部包括第一凸起部和第二凸起部，所述第一凸起部可在所述第一槽内滑动，所述第二凸起部可在所述第二

槽内滑动；

- [54] 在所述下肢的所述步态驱动下，当所述第一凸起部从所述第一槽的所述第一弯曲部进入所述第一槽的所述第二弯曲部且所述第二凸起部从所述第二槽的所述第一弯曲部进入所述第二槽的所述第二弯曲部时，所述膝关节矫形器从所述第一状态进入第二状态；当所述第一凸起部从所述第一槽的所述第二弯曲部进入所述第一槽的所述第一弯曲部且所述第二凸起部从所述第二槽的所述第二弯曲部进入所述第二槽的所述第一弯曲部时，所述膝关节矫形器从所述第二状态进入第一状态。
- [55] 可选地，所述槽盘包括相互固定的第一槽盘和第二槽盘，所述滑块夹在所述第一槽盘和所述第二槽盘之间；所述滑块在面对所述第一槽盘的面上具有可在所述第一槽盘的所述槽中滑动的所述凸起部，所述滑块在面对所述第二槽盘的面上具有可在所述第二槽盘的所述槽中滑动的所述凸起部；所述第二槽盘比所述第一槽盘更接近所述膝关节，所述第二槽盘与所述小腿夹板的所述第一端相连。
- [56] 可选地，所述滑块包括相互固定的第一滑块和第二滑块，所述槽盘夹在所述第一滑块和所述第二滑块之间；所述槽盘在面对所述第一滑块的面上具有可容纳所述第一滑块的所述凸起部在其中滑动的所述槽；所述槽盘在面对所述第二滑块的面上具有可容纳所述第二滑块的所述凸起部在其中滑动的所述槽；所述第二滑块比所述第一滑块更接近所述膝关节，所述第二滑块与所述大腿夹板的所述第二端相连。
- [57] 进一步地，所述膝关节矫形器还包括用于防止所述两个小腿夹板发生后摆的小腿夹板稳定结构，所述小腿夹板稳定结构为条状，其横向地贴合在所述小腿的正面且其两端分别连接到所述两个小腿夹板的第二端。
- [58] 进一步地，所述小腿夹板稳定结构为第二小腿绑带，所述第二小腿绑带横向地贴合在所述小腿的正面，其两端分别连接到所述两个小腿夹板的第二端。
- [59] 进一步地，所述大腿骨架还包括第二大腿绑带，所述第二大腿绑带横向地贴合在所述大腿的背面，其两端分别连接到所述两个大腿夹板，所述第二大腿绑带与所述大腿夹板间的连接位置在所述大腿托与所述大腿夹板间的连接位置和所

述大腿绑带与所述大腿夹板间的连接位置之间。

[60] 进一步地，所述小腿绑带和所述第二小腿绑带皆通过搭扣连接到所述小腿夹板；所述大腿绑带和所述第二大腿绑带皆通过搭扣连接到所述大腿夹板。

[61] 进一步地，所述大腿绑带和/或小腿绑带还包括弹性带与非弹性带，所述弹性带的两端分别连接到所述非弹性带的两端，所述非弹性带上设有长度调节装置以调节所述非弹性带两端间的距离。

[62] 进一步地，所述大腿绑带和/或小腿绑带还包括弹性带与非弹性带，所述弹性带的两端分别连接到所述非弹性带的两端，所述非弹性带上设有长度调节装置以调节所述非弹性带两端间的距离。

[63] 进一步地，所述长度调节装置处于第一状态，所述绑带的长度能够拉伸，所述长度调节装置处于第二状态，所述绑带的长度不能够拉伸。

[64] 进一步地，所述长度调节装置为搭扣，所述搭扣包括搭扣上扣与搭扣下扣，所述搭扣上扣与所述搭扣下扣通过铰链连接，能够绕旋转轴转动，所述搭扣上扣与所述搭扣下扣不重合，所述搭扣处于所述第一状态；所述搭扣上扣与所述搭扣下扣重合并固定，所述搭扣处于所述第二状态。

[65] 进一步地，所述搭扣通过魔术粘扣固定。

[66] 进一步地，所述搭扣上扣朝向所述搭扣下扣设置卡扣凸起，所述搭扣下扣设置相应的卡孔，所述搭扣通过所述卡扣凸起与所述卡孔固定。

[67] 进一步地，从所述旋转轴沿所述搭扣下扣相反的方向延伸出弹性薄片，使得所述旋转轴处产生对被固定的人体肢体的压力通过所述弹性薄片进行均布。

[68] 在本发明的较佳实施方式中，提供了一种膝关节矫形器，其包括大腿骨架、小腿骨架和连接在大腿骨架和小腿骨架之间的两个调节机构。大腿骨架包括分布于大腿两侧的两个大腿夹板和连接在两个大腿夹板之间的大腿托、大腿绑带和第二大腿绑带，小腿骨架包括分布在小腿两侧的两个小腿夹板和连接在两个小腿夹板之间的小腿托、小腿绑带和第二大腿绑带。其中，小腿托横向地在髌骨与胫骨粗隆之间的凹部处。两个调节机构分别分布在膝关节的两侧，分别连接在两对大腿夹板和小腿夹板之间，皆包括滑块和两个槽盘。滑块夹在两个槽盘之间，其中滑块连接到大腿夹板，槽盘连接到小腿夹板。滑块上具有凸起部，

其通过凸起部在槽盘的槽中滑动，实现了调节机构的滑块相对于槽盘的移动，该移动包括平动和转动。随着佩戴了本发明的膝关节矫形器的使用者的下肢从屈曲状态到伸直状态，调节机构使膝关节矫形器从第二状态进入第一状态，处于第一状态的膝关节矫形器的大腿骨架紧束缚大腿，小腿骨架紧束缚小腿，大腿骨架对大腿施加沿股骨机械轴且背离小腿的方向的力，小腿骨架对小腿施加沿胫骨机械轴且背离大腿的方向的力。而随着佩戴了本发明的膝关节矫形器的使用者的下肢从伸直状态到屈曲状态，调节机构使膝关节矫形器从第一状态进入第二状态，处于第二状态的膝关节矫形器的大腿骨架松束缚大腿，小腿骨架松束缚小腿，大腿骨架不对大腿施加沿股骨机械轴且背离小腿的方向的力，小腿骨架不对小腿施加沿胫骨机械轴且背离大腿的方向的力。

[69] 由此可见，佩戴了本发明的膝关节矫形器的使用者在步行时，由于其下肢发生的是从屈曲状态到伸直状态继而从伸直状态到屈曲状态的过程，本发明的膝关节矫形器由该下肢驱动，相应地从第二状态到第一状态继而从第一状态到第二状态，这是一个和人体步行的步态配合的自动转换过程。并且，由于人体步行时，处于伸直状态的下肢需要承载体重负荷而处于屈曲状态的下肢不需要承载体重负荷。对于处于伸直状态的下肢，本发明的膝关节矫形器处于第一状态，其紧束缚下肢并使大腿的股骨和小腿的胫骨的骨头之间保有间隙，由此体重负荷从大腿骨架、调节机构传递到小腿骨架，有效地替代人体膝关节承载了负荷。对于处于屈曲状态的下肢，本发明的膝关节矫形器处于第二状态，其并不承载负荷且松束缚下肢，由此不影响使用者的下肢的血脉运行。本发明通过将小腿骨架的小腿托设置在髌骨与胫骨粗隆之间的凹部处，使处于第一状态的膝关节矫形器的小腿骨架的小腿托在该凹部处束缚小腿，以有效地传递力，减小对小腿腓肠肌部分的压迫，并且可以防止辅具整体下滑这一普遍存在的现象。另外，本发明的膝关节矫形器处于第一状态时可以给整个膝关节双髌卸载，因此其不仅可适用于单髌骨性关节炎，也可以用于双髌骨性关节炎。

[70] 以下将结合附图对本发明的构思、具体结构及产生的技术效果作进一步说明，以充分地了解本发明的目的、特征和效果。

[71] 附图说明

- [72] 图1是人体膝关节的解剖结构示意图。
- [73] 图2示出了腓韧带承重矫形器。
- [74] 图3示出了坐骨承重膝踝足矫形器。
- [75] 图4示出了OSSUR的安陆德免荷一号矫形器。
- [76] 图5是一个较佳的实施例中，本发明的膝关节矫形器的侧视图。
- [77] 图6是图5所示的膝关节矫形器的正视图。
- [78] 图7是图5所示的膝关节矫形器的后视图。
- [79] 图8示出了具有倾斜的内表面的小腿托。
- [80] 图9示出了通过子母钉实现大腿托与大腿夹板之间的连接。
- [81] 图10是图5所示的膝关节矫形器的调节机构的结构分解图。
- [82] 图11是图9所示的调节机构的第一槽盘的正视图。
- [83] 图12是图5所示的膝关节矫形器的立体图。
- [84] 图13示出了大腿绑带的一种形式。
- [85] 图14示出了大腿绑带的另一种形式。
- [86] 图15示出了大腿绑带的另一种形式。
- [87] 图16是图15所示的大腿绑带的固定连接端结构示意图。
- [88] 图17是图15所示的大腿绑带的活动连接端的侧视图。
- [89] 图18是图15所示的大腿绑带的活动连接端的结构示意图。
- [90] 图19示出了图15中的大腿绑带的结构。
- [91] 图20示出了图19中的固定扣的结构。
- [92] 图21示出了图19中的搭扣的结构。
- [93] 图22示出了另一种形式的大腿绑带的两个弹性带和搭扣的连接。
- [94] 图22示出了另一种形式的大腿绑带的两个弹性带和搭扣的连接。
- [95] 具体实施方式
- [96] 本说明书中采用了部分放射学力线测量领域的术语进行描述，其具体定义如下：
- [97] 股骨机械轴：股骨头中心与膝关节中心的连线；
- [98] 胫骨机械轴：膝关节中心与踝关节中心的连线；

- [99] 股骨头中心：由于股骨头是一个相对比较规则的圆形，使用Mose圈或圆规确定股骨头中心；
- [100] 膝关节中心：通过确定膝关节间隙水平的软组织中点、胫骨平台上缘中点、髌间窝顶点处股骨髁的中点、胫骨髁间嵴中心和骨髁间窝的中心，将此5个点的中心确定为膝关节中心；
- [101] 踝关节中心：通过确定踝关节间隙水平的软组织中点、踝关节间隙水平的内、外踝表面间距的中点和距骨中心，将此3个点的中心确定为踝关节中心；
- [102] 髌膝踝角：股骨机械轴与胫骨机械轴的夹角，本发明中的髌膝踝角仅限于股骨机械轴与胫骨机械轴的夹角在人体左右对称面上的投影角；
- [103] 站立正位髌膝踝角：人体处于站立正位时的髌膝踝角。
- [104] 本发明的膝关节矫形器，包括大腿骨架和小腿骨架，其中，大腿骨架佩戴于大腿，小腿骨架佩戴于小腿。膝关节矫形器的工作状态包括第一状态，此时膝关节矫形器的大腿骨架紧束缚大腿，小腿骨架紧束缚小腿，并且大腿骨架对大腿施加沿股骨机械轴且背离小腿的方向的力，小腿骨架对小腿施加沿胫骨机械轴且背离大腿的方向的力。由此，大腿骨架和小腿骨架使大腿的股骨和小腿的胫骨的骨头之间保有间隙，以免除骨头之间的直接摩擦。此时，大腿骨架与小腿骨架之间的间距为第一间距。此处大腿骨架与小腿骨架之间的间距S定义为大腿骨架上的一个选定的位置到膝关节中心的连线在股骨机械轴上的投影的长度S1与小腿骨架上的一个选定的位置到膝关节中心的连线在胫骨机械轴上的投影的长度S2之和，即 $S=S1+S2$ 。其中，大腿骨架上的选定的位置可以选定为大腿骨架与大腿的接触位置中距离膝关节中心最近的或者最远的接触位置，小腿骨架上的选定的位置可以选定为小腿骨架与小腿的接触位置中距离膝关节中心最近的或者最远的接触位置。需要说明的是，大腿骨架（或小腿骨架）上的选定的位置到膝关节中心的连线在股骨机械轴（或胫骨机械轴）上的投影可能落在股骨机械轴（或胫骨机械轴）的延长线上，设定此时的投影的长度为负值；而对于大腿骨架（或小腿骨架）上的选定的位置到膝关节中心的连线在股骨机械轴（或胫骨机械轴）上的投影落在股骨机械轴（或胫骨机械轴）上的情况，设定该投影的长度为正值。

- [105] 此处的大腿骨架紧束缚大腿及小腿骨架紧束缚小腿是指处于第一状态的膝关节矫形器的大腿骨架对大腿施加沿股骨机械轴且背离小腿的方向的力以及小腿骨架对小腿施加沿胫骨机械轴且背离大腿的方向的力时，大腿骨架不会发生相对大腿的滑移且小腿骨架不会发生相对小腿的滑移。因此，佩戴本发明的膝关节矫形器的使用者在进行日常活动时，能保证该膝关节矫形器在下肢的定位，以此保证大腿骨架和小腿骨架使大腿的股骨和小腿的胫骨的骨头之间保有间隙。
- [106] 膝关节矫形器的工作状态还包括第二状态，此时膝关节矫形器的大腿骨架不对大腿施加沿股骨机械轴且背离小腿的方向的力，小腿骨架不对小腿施加沿胫骨机械轴且背离大腿的方向的力。此时并不保证大腿骨架和小腿骨架使大腿的股骨和小腿的胫骨的骨头之间保有间隙，例如，此时可以是使用者刚完成佩戴本发明的膝关节矫形器的时候的状态。此时，大腿骨架与小腿骨架之间的间距为第二间距。对于同一个佩戴者佩戴同一个本发明的膝关节矫形器时，第二间距小于第一间距。
- [107] 本发明的膝关节矫形器还包括调节机构，该调节机构设置在大腿骨架和/或小腿骨架上；或者设置在大腿骨架和小腿骨架之间，与大腿骨架和小腿骨架分别相连。调节机构可以通过手动驱动、电力驱动或下肢驱动，根据需要使膝关节矫形器处于第一状态或第二状态。例如，当膝关节在使用者处于站立位需要负荷体重时，可以通过手动驱动调节机构以使本发明的膝关节矫形器处于第一状态；而当膝关节在使用者处于坐位不需要负荷体重时，通过手动驱动调节机构以使本发明的膝关节矫形器处于第二状态。或者，当膝关节在使用者处于站立位需要负荷体重时，可以通过电动驱动调节机构以使本发明的膝关节矫形器处于第一状态；而当膝关节在使用者处于坐位不需要负荷体重时，通过电动驱动调节机构以使本发明的膝关节矫形器处于第二状态；对于通过电动驱动调节机构的情况，本发明的膝关节矫形器还可以包括电源、驱动用的马达、传感器以及控制单元。当传感器测得膝关节需要负荷体重，或者有负荷通过膝关节传递（包括从大腿传递到小腿和从小腿传递到大腿）时，控制单元即驱动调节机构使膝关节矫形器处于第一状态，否则则使膝关节矫形器处于第二状态。
- [108] 在本发明的一个较佳的实施例中，通过下肢驱动调节机构，具体地为通过人体

下肢驱动调节机构，当髌膝踝角与站立正位髌膝踝角之差小于第一状态转换角度时，调节机构使膝关节矫形器处于第一状态；当髌膝踝角与站立正位髌膝踝角之差大于第二状态转换角度时，调节机构使膝关节矫形器处于第二状态，第二状态转化角度大于或等于第一状态转换角度。例如对于正常人，其站立正位髌膝踝角为 0° ，设定第一状态转换角度为 20° ，设定第二状态转换角度为 90° ，则当使用者佩戴了本发明的膝关节矫形器的下肢的髌膝踝角小于 20° 时，该膝关节矫形器处于第一状态；而当使用者佩戴了本发明的膝关节矫形器的下肢的髌膝踝角大于 90° 时，该膝关节矫形器处于第二状态。或者，设定第一状态转换角度和第二状态转换角度皆为 45° ，则当使用者佩戴了本发明的膝关节矫形器的下肢的髌膝踝角小于 45° 时，该膝关节矫形器处于第一状态；而当使用者佩戴了本发明的膝关节矫形器的下肢的髌膝踝角大于 45° 时，该膝关节矫形器处于第二状态。并且，在本实施例中，处于第二状态的膝关节矫形器的大腿骨架松束缚大腿，小腿骨架松束缚小腿。此处的大腿骨架松束缚大腿及小腿骨架松束缚小腿是指处于第二状态的膝关节矫形器的大腿骨架对大腿施加的束缚力小于处于第一状态的膝关节矫形器的大腿骨架对大腿施加的束缚力的二分之一以及处于第二状态的膝关节矫形器的小腿骨架对小腿施加的束缚力小于处于第一状态的膝关节矫形器的小腿骨架对小腿施加的束缚力的二分之一。此处的束缚力是指最大压力，即大腿骨架对大腿施加的束缚力为大腿骨架对大腿施加的最大压力（挤压力），小腿骨架对小腿施加的束缚力为小腿骨架对小腿的最大压力（挤压力）。需要说明的是，由于各个人体的下肢的形状、肌肉发达程度等互有差异，因此不同的人佩戴本发明的膝关节矫形器时，其大腿被紧束缚时接受的束缚力各不相同，其小腿被紧束缚时接受的束缚力各不相同，其大腿被松束缚时接受的束缚力各不相同，其小腿被松束缚时接受的束缚力各不相同。例如，对于某一患者，其佩戴本发明的膝关节矫形器时，其大腿被紧束缚时接受的束缚力为 50N ，其大腿被松束缚时接受的束缚力为 20N 。可以理解，松束缚大腿的大腿骨架和松束缚小腿的小腿骨架对使用者的下肢的挤压较小（或者为零），由此对使用者的下肢的血脉运行影响较小（或不产生影响）。这样，当佩戴着本发明的膝关节矫形器的患者处于站立状态或者其他需要膝关节负荷的状态时，处于第

一状态的膝关节矫形器实现对膝关节进行全部或部分免荷，这由患者的实际需求决定，例如对于严重的骨性关节炎患者，可能需要处于第一状态的膝关节矫形器对病态的膝关节进行全部免荷，而对于轻度的骨性关节炎患者，可能只需要部分免荷，如免荷100N；当佩戴着本发明的膝关节矫形器的患者处于坐、卧状态或者其他不需要膝关节负荷的状态时，处于第二状态的膝关节矫形器不必对膝关节免荷。

[109] 如图5-7所示，在本实施例中，本发明的膝关节矫形器包括两个调节机构31和32，它们皆连接在大腿骨架和小腿骨架之间；大腿骨架包括大腿托21、两个大腿夹板22和23以及大腿绑带24；小腿骨架包括小腿托11、两个小腿夹板12和13以及小腿绑带14。

[110] 小腿托11横向地位于髌骨与胫骨粗隆之间的凹部处，用于在该凹部处束缚小腿并提供支撑作用，此处的支撑作用包括：对于处于第一状态的膝关节矫形器，承受由大腿骨架通过调节机构传递到小腿骨架的负荷并免除小腿骨架下滑；对于处于第二状态的膝关节矫形器，支撑整个膝关节矫形器以免其下滑。小腿托11为条状结构，其具有可贴合上述凹部的内表面，例如其内表面为柔性材料制备或贴附海绵层，其两端分别固定连接到小腿夹板12和13，即其相对于小腿夹板12和13是不可动的。为了较佳地贴合上述凹部，小腿托11的内表面为弯曲的弧形，且相对于胫骨机械轴沿从上往下的方向逐渐向外倾斜（即偏离胫骨机械轴）。具体地，小腿托11的内表面的法线与胫骨机械轴间的夹角根据佩戴者的胫骨粗隆形状而定，例如为 80° ；或者，在图8所示的小腿的中间截面上，小腿托11的内表面CD与胫骨机械轴EF间的夹角为 80° 。较佳地，小腿托11的制作材料的拉伸强度大于300MPa，屈服强度大于250MPa，例如铝合金6061-6T。

[111] 两个小腿夹板12和13为长条状，它们分别贴合在小腿的两侧，即小腿的左侧和右侧。两个小腿夹板12和13的第一端（即图5-7中所示的小腿夹板12和13的顶端）分别连接到两个调节机构31和32，其中，小腿夹板12的第一端连接调节机构31，小腿夹板13的第一端连接调节机构32。较佳地，小腿夹板12和13的制作材料的拉伸强度大于300MPa，屈服强度大于250MPa，例如铝合金6061-6T。

[112] 小腿绑带14横向地贴合在小腿的背面的中上部，其两端分别连接在小腿夹板12

和13上。其中，小腿的背面指在人体处于站立正位时与人体背部朝向相同的小腿部分，小腿的背面的中上部具体地是指小腿腓肠肌的最突出部分之上接近膝弯（即膝后区的菱形凹陷处）处，约在膝弯下方3cm处。另外，可以调节小腿绑带14在小腿夹板12和13上的连接位置，使小腿绑带14不垂直于胫骨机械轴，即小腿绑带非水平，而是倾斜一定的角度以更好地贴合上述小腿的背面的中上部来与小腿托11一起提供上述的支撑作用。小腿绑带14的制作材料为不可拉伸（或较难拉伸）的柔性材料，较佳地，其弹性系数不小于20N/mm，例如尼龙。

[113] 在小腿夹板12和13上，小腿托11与其间的连接位置比小腿绑带14与其间的连接位置更接近小腿夹板12和13的第一端。即如图5-7所示的小腿托11与小腿夹板12间的连接位置比小腿绑带14与小腿夹板12间的连接位置更接近小腿夹板12的顶端；小腿托11与小腿夹板13间的连接位置比小腿绑带14与小腿夹板13间的连接位置更接近小腿夹板13的顶端。

[114] 小腿骨架还可以包括小腿夹板稳定结构，其用于使佩戴在使用者下肢的本发明的膝关节矫形器的小腿骨架更好地贴合下肢的小腿部分，免于其中的小腿夹板在使用者的运动过程中发生向后摆动的现象。本实施例中，小腿夹板稳定结构为第二小腿绑带15，其横向地贴合在小腿的正面，其两端分别连接到小腿夹板12和13的第二端。其中，小腿的正面指在人体处于站立正位时与人体面部朝向相同的小腿部分，小腿夹板12和13的第二端即如图5-7所示的小腿夹板12和13的末端。第二小腿绑带15的制作材料为不可拉伸（或较难拉伸）的柔性材料，较佳地，其弹性系数不小于20N/mm，例如尼龙。小腿夹板稳定结构也可以不是绑带，例如横向地固定连接在小腿夹板12和13的第二端之间的刚性的条状结构，其横向地贴合在小腿的正面，制作材料可以为铝合金、硬塑料等，并且其可以在用于贴合小腿的正面的表面上附着柔性材料层。

[115] 另外，需要说明的是，在本发明的其它实施例中，小腿托、小腿夹板和第一、第二小腿绑带可以是其它的形状，只要其满足上述的连接及位置关系即可。

[116] 大腿托21为条状结构，其具有可横向地贴合大腿的正面的内表面，例如其内表面为弯曲的弧形，由柔性材料制备或贴附海绵层；其两端分别连接到两个大腿夹板22和23。大腿的正面指在人体处于站立正位时与人体面部朝向相同的大腿

部分。本实施例中，大腿托21能绕其与大腿夹板22和23的连接点转动，即大腿托21能绕由其与大腿夹板22和23的连接点确定的轴线转动。这是通过大腿托21与大腿夹板22和23间的柔性连接或间隙连接实现的。本实施例中，采用子母钉实现大腿托21与大腿夹板22和23间的间隙连接。如图9所示，以大腿托21与大腿夹板22为例，两者间的连接轴线方向GH（即垂直于两者间的接触面的方向）并不垂直于大腿托21与大腿夹板22和23的连接点确定的轴线IJ，这样如果两者间的连接是铆钉连接或螺钉连接，则大腿托21不能灵活地绕轴线IJ转动；而采用如图9所示的子母钉的活动连接，子母钉较长，可以使大腿托21和大腿夹板22的两个接触面之间留有一定的间隙，由此可以使两者相互之间获得更多的转动自由度，即使可以使大腿托21灵活地绕轴线IJ转动。另外，在其它的实施例中，也可以使大腿托相对于两个大腿夹板不可动。较佳地，大腿托21的制作材料的拉伸强度大于300MPa，屈服强度大于250MPa，例如铝合金6061-6T。

[117] 两个大腿夹板22和23为长条状，它们分别贴合在大腿的两侧，即大腿的左侧和右侧。两个大腿夹板22和23的第二端（即图5-7中所示的大腿夹板22和23的末端）分别连接到两个调节机构31和32，其中，大腿夹板22的第二端连接调节机构31，大腿夹板23的第二端连接调节机构32。较佳地，大腿夹板22和23的制作材料的拉伸强度大于300MPa，屈服强度大于250MPa，例如铝合金6061-6T。

[118] 大腿绑带24可横向地贴合在大腿的背面，其两端分别连接在大腿夹板22和23上。其中，大腿的背面指在人体处于站立正位时与人体背部朝向相同大腿部分。大腿绑带24的制作材料为不可拉伸（或较难拉伸）的柔性材料，较佳地，其弹性系数不小于20N/mm，例如尼龙。

[119] 在大腿夹板22和23上，大腿托21与其间的连接位置比大腿绑带24与其间的连接位置更接近大腿夹板22和23的第一端（即图5-7中所示的大腿夹板22和23的顶端）。即如图5-7所示的大腿托21与大腿夹板22间的连接位置比大腿绑带24与大腿夹板22间的连接位置更接近大腿夹板22的顶端；大腿托21与大腿夹板23间的连接位置比大腿绑带24与大腿夹板23间的连接位置更接近大腿夹板23的顶端。

[120] 大腿骨架还可以包括第二大腿绑带25，其横向地贴合在大腿的背面，其两端分别连接到大腿夹板22和23，第二大腿绑带25与大腿夹板22和23间的连接位置在

大腿托21与大腿夹板22和23间的连接位置和大腿绑带24与大腿夹板22和23间的连接位置之间。其中，大腿的背面指在人体处于站立正位时与人体背部朝向相同的大腿部分，如图5-7所示的第二大腿绑带25与大腿夹板22间的连接位置在大腿托21与大腿夹板22间的连接位置和大腿绑带24与大腿夹板22间的连接位置之间，第二大腿绑带25与大腿夹板23间的连接位置在大腿托21与大腿夹板23间的连接位置和大腿绑带24与大腿夹板23间的连接位置之间。第二大腿绑带25用于使佩戴在使用者下肢的本发明的膝关节矫形器的大腿骨架更好地贴合下肢的大腿部分，免于其中的大腿夹板在使用者的运动过程中发生向前翘起的现象。较佳地，第二大腿绑带25与大腿夹板22和23间的连接位置更接近于大腿托21与大腿夹板22和23间的连接位置。

[121] 另外，需要说明的是，在本发明的其它实施例中，大腿托、大腿夹板和第一、第二大腿绑带可以是其它的形状，只要其满足上述的连接及位置关系即可。

[122] 调节机构31和32分别分布于膝关节的两侧，即膝关节的左侧和右侧。在本实施例中，调节机构31和32皆为由可相互转动及平动的槽盘和滑块构成。本实施例中，调节机构31和32具有相同的结构，以下以调节机构31为例进行详细说明。如图10的调节机构31的分解图所示，调节机构31包括滑块310和两个槽盘，即第一槽盘311和第二槽盘312。第一槽盘311和第二槽盘312彼此之间固定，滑块310夹在第一槽盘311和第二槽盘312之间。第一槽盘311和第二槽盘312在面向滑块310的面上皆具有两道弯曲的槽，如图10和11所示的第一槽盘311的第一槽3111和第二槽3112。第二槽盘312的第一槽和第二槽与图10和11所示的第一槽盘311的第一槽3111和第二槽3112相同。滑块310在其面向第一槽盘311和第二槽盘312的面上皆有两个凸起部，如图10所示的滑块310在其面向第一槽盘311面具有第一凸起部3101（未图示）和第二凸起部3102，在其面向第二槽盘312面具有第一凸起部3103和第二凸起部3104，滑块310的第一、二凸起部3101和3102与第一、二凸起部3103和3104相同。第一槽3111可供第一凸起部3101在其中滑动，第二槽3112可供第二凸起部3102在其中滑动，第一槽3121可供第一凸起部3103在其中滑动，第二槽3122可供第二凸起部3104在其中滑动。在本实施例中，滑块310为对称结构，其关于自身的中心截面对称，完成组装的滑块310、第一槽盘311和第

二槽盘312关于滑块310的中心截面对称。在本发明的其他实施例中，滑块310可以为不对称结构，完成组装的滑块310、第一槽盘311和第二槽盘312也可以是不对称的。

[123] 如图10所示，本实施例中的各个凸起部采用轴承制作，各个轴承的内圈固定在滑块上，外圈可灵活转动，转动轴垂直于滑块的表面。构成各个凸起部的轴承外圈的直径与用于该凸起部在其中滑动的槽的宽度匹配，以使该凸起部在该槽滑动的过程中，该凸起部的轴承的外圈在该槽的某一侧壁上发生滚动，由此大大减小凸起部与槽之间的摩擦，减小转动阻力，同时能延长部件的使用寿命。例如，第二凸起部3102在第二槽3112中滑动的过程中，第二凸起部3102的轴承的外圈将在第二槽3112的某一侧壁上发生滚动。

[124] 调节机构31和32的第二槽盘比第一槽盘更接近膝关节。较佳地，调节机构31和32的第一槽盘、第二槽盘和滑块的制作材料的屈服强度大于50MPa，弹性模量大于2000MPa，且具有减磨、耐磨特性，例如POM。需要说明的是，本发明的膝关节矫形器的调节机构中的滑块和槽盘可以互换，即可以由一个双面开槽槽盘夹在两个单面具有凸起部的滑块之间构成调节机构。另外，也可以只由一个槽盘和一个滑块构成调节机构；或者槽盘上具有多于或少于2个的弯曲的槽，滑块上具有多于或少于2个的凸起部；或者采用其他形状的槽、凸起部的结构。

[125] 如图12所示，调节机构31的滑块310通过铰链33固定连接到大腿夹板22，更具体地，调节机构31的滑块310在其边缘处通过铰链33固定连接到大腿夹板22的第二端（即图5-7所示的大腿夹板22的末端）。第二槽盘312连接到小腿夹板12，更具体地，第二槽盘312在其边缘处固定连接到小腿夹板12的第一端（即图5-7所示的小腿夹板12的顶端）。本实施例中，通过3个螺钉35将第一槽盘311、第二槽盘312和小腿夹板12依次连接，在本发明的其他实施例中还可以采用其他的连接方式，例如使滑块310与大腿夹板22一体成型，使第二槽盘312与小腿夹板12一体成型。调节机构32与大腿夹板23、小腿夹板13之间的连接关系与上述的调节机构31与大腿夹板22、小腿夹板12之间的连接关系相同，在此不赘述。另外，需要说明的是，调节机构的滑块和槽盘与大腿夹板和小腿夹板间的连接关系是可以替换的，例如还可以使滑块310连接到小腿夹板12而槽盘312连接到大腿夹板22。

[126] 如图12所示，本实施例中，大腿托21通过一个子母钉26连接到大腿夹板23，同样地通过一个子母钉连接到大腿夹板22；大腿绑带24一端穿设在大腿夹板23上，另一端通过搭扣27连接在大腿夹板22上，便于穿戴与脱卸；第二大腿绑带25一端穿设在大腿夹板23上，另一端通过搭扣28连接在大腿夹板22上，便于穿戴与脱卸；小腿托11通过两个铆钉16连接到小腿夹板13，同样地通过两个铆钉连接到小腿夹板12，由此小腿托11固定连接在小腿夹板12和13上；小腿绑带14一端穿设在小腿夹板13上，另一端通过搭扣（未示出）连接在小腿夹板12上，便于穿戴与脱卸；第二小腿绑带15一端穿设在小腿夹板12上，另一端穿设在小腿夹板13上。需要说明的是，在本发明的其他实施例中，还可以采用其他的连接手段，例如使用螺丝与螺母的配合连接、焊接、胶合等。

[127] 图12中示出的搭扣连接具体地为，大腿绑带24、第二大腿绑带25、小腿绑带14以及第二小腿绑带15的端部皆固定一个搭扣，在佩戴本发明的膝关节矫形器时，将搭扣的头部穿过设置在大腿夹板22和小腿夹板12的通孔并移动嵌入与该通孔相连通的卡口内，由此实现大腿绑带24、第二大腿绑带25、小腿绑带14以及第二小腿绑带15到大腿夹板22和小腿夹板12的连接。卡口比通孔小，设置在比通孔更接近相应的各个大腿绑带24、第二大腿绑带25、小腿绑带14以及第二小腿绑带15的位置处，这样由于人体肌肉的弹性，可以保证佩戴的本发明的膝关节矫形器的大腿绑带24、第二大腿绑带25、小腿绑带14以及第二小腿绑带15不会从大腿夹板22和小腿夹板12上脱落。而在脱卸本发明的膝关节矫形器时，通过推动搭扣，将搭扣的头部从卡口中移到通孔并退出通孔，实现将大腿绑带24、第二大腿绑带25、小腿绑带14以及第二小腿绑带15从大腿夹板22和小腿夹板12上脱离。

[128] 图13示出了另一种搭扣连接的形式，以大腿绑带124为例，其包括第一和第二绑带部分241和242以及弹簧片243，弹簧片243连接在第一绑带部分241和第二绑带部分242的两个端部之间；第二绑带部分242的另一端部上设置有粘性贴244，例如魔术贴，或者按扣；第一绑带部分的另一端部连接搭扣128，搭扣具有头部281。在将大腿绑带124连接到大腿夹板23和22之间时，如前所述地将搭扣128的头部281穿过设置在大腿夹板22上的通孔并移动嵌入卡口内；继而将第二绑带部

分242穿过大腿夹板23上的长条形通孔，通过在连接处折叠第一绑带部分241、第二绑带部分242和弹簧片243，使三者呈之字形重合，其中弹簧片243被夹在第一绑带部分241和第二绑带部分242之间，并通过粘性贴244使第二绑带部分242粘合在第一绑带部分241上，以此将大腿绑带调节到适合的长度并实现其在大腿夹板23和22之间的连接。在脱卸过程中，可以如前所述地将搭扣128脱离大腿夹板22而保留大腿绑带124与大腿夹板23的连接；也可以通过如前所述的连接过程的逆操作，将大腿绑带124从大腿夹板22及23脱离。

[129] 图14示出了又一种连接的形式，以大腿绑带224为例，其包括第一绑带部分2241、第二绑带部分2242和分别与两者的一端连接的折叠扣2245，此处的折叠扣2245类似于手表搭扣，第一绑带部分2241的另一端连接到大腿夹板22，第二绑带部分2242的另一端连接到大腿夹板23。第一、二绑带部分2241、2242与第一、二大腿夹板22、23的连接可以通过诸如前述的搭扣连接的活动连接或者诸如前述的穿设的固定连接。佩戴时，打开折叠扣2245，大腿绑带224变长，使用者的下肢可穿入相应的大腿骨架中，然后扣上折叠扣2245，大腿绑带224被调节成适当的长度。

[130] 图15示出了第三种连接的形式，以大腿绑带324为例。此处的大腿绑带324包括弹性部分和非弹性部分，其结构将在后文中详述；大腿绑带324两端分别为固定连接端3241和活动连接端3242。此处的大腿夹板322和323为一体结构，其上设有分别与大腿绑带324的固定连接端3241和活动连接端3242配合的固定孔3221和3231。

[131] 如图15所示，固定孔3221和3231皆由相交的两个圆孔构成，本实施例中，中大圆孔的直径为10mm，小圆孔的直径为5.5mm。

[132] 如图16所示，固定连接端3241具有钩状凸起3243，钩状凸起3243为圆形，直径小于构成固定孔3221的大圆孔的直径，固定连接端3241在钩状凸起3243的部位处的横截面与固定孔3221的形状相似，只是尺寸略小于固定孔3221的尺寸，因此，固定连接端3241只能从一个位置嵌入固定孔3221；当固定连接端3241嵌入固定孔3221中后，将其相对于固定孔3221旋转180°即到绑带的正常使用位置，这时固定连接端3241不能从固定孔3221中脱出，从而形成固定连接。

- [133] 如图17、18所示，活动连接端3242具有与固定连接端3241相似的结构，也具有圆形钩状凸起3243，与固定连接端3241不同的是：活动连接端3242具有斜面3245，活动连接端3242可以被看作为由斜面3245切除了类似固定连接端3241的结构的一个角形成，活动连接端3242的这一结构使得其能够从构成固定孔3231的大圆孔中直接嵌入或脱出，由此形成活动连接。
- [134] 斜面3245可以是平面的，如图17所示；也可以是曲面的，如图18所示，这能使对绑带的操作更舒适。
- [135] 图19示出了大腿绑带324的具体结构，大腿绑带324包括固定连接端3241、活动连接端3242、弹性带3244、非弹性带3243以及搭扣3246，弹性带3244设置于非弹性带3243与被固定的人体肢体之间，弹性带3244靠近固定连接端3241的一端通过两个相互咬合的固定扣3247与非弹性带3243连接在一起，弹性带3244靠近活动连接端3242的一端通过两个相互咬合的固定扣3247与搭扣3246的搭扣下扣612（参见图21）连接，图20示出了一个固定扣3247的形貌。弹性带3244背离被固定的人体肢体的一侧设置带袢3245，非弹性带穿过带袢3245，以限制弹性带与非弹性带之间的上下窜动。
- [136] 非弹性带3243的一端与固定连接端3241连接，非弹性带3243的另一端与搭扣3246的搭扣上扣611连接，非弹性带3243的该端通过搭扣3246与活动连接端3242连接。当搭扣3246处于第一状态，即搭扣打开的状态，由于弹性带3244的弹性，大腿绑带324的长度能够拉伸；当搭扣3246处于第二状态，即搭扣闭合的状态，由于非弹性带3243绑带的长度不能够拉伸。
- [137] 如图21所示，搭扣3246包括搭扣上扣611与搭扣下扣612，搭扣上扣611与搭扣下扣612通过铰链连接，能够绕旋转轴转动，搭扣上扣611与搭扣下扣612不重合，搭扣处于第一状态即松开状态；搭扣上扣与搭扣下扣重合并固定，搭扣处于第二状态即闭合状态。
- [138] 搭扣上扣611包括一对悬臂6111，用于连接搭扣下扣612，搭扣上扣611与搭扣下扣612通过铰链连接，连接时张开搭扣上扣611的悬臂6111的短轴套入搭扣下扣612的轴孔中。
- [139] 搭扣上扣611还包括一对悬臂6112，用于搭扣上扣611从搭扣下扣612中脱出，

一对悬臂6111与一对悬臂6112形成M形，每个悬臂6112朝向搭扣下扣612的一侧设置一个卡扣凸起，搭扣下扣612设置相应的卡孔，向内按压悬臂6112使卡扣凸起从卡孔中脱出。

[140] 采用上述结构，当向内按压悬臂6112时不会造成搭扣上扣611与搭扣下扣612通过铰链连接松开，而如果采用短轴从内侧套入搭扣下扣612的轴孔，当向内按压悬臂6112时就会造成搭扣上扣611与搭扣下扣612通过铰链连接松开。

[141] 当悬臂6112的卡扣凸起卡入搭扣下扣612的卡孔内，给搭扣下扣612的悬臂向外侧的力，如果搭扣下扣612的悬臂采用从外侧与活动连接端3242连接，当悬臂6112的卡扣凸起卡入搭扣下扣612的卡孔会造成搭扣下扣612与活动连接端3242的连接松开，因此搭扣下扣612的悬臂采用从内侧连接活动连接端3242。

[142] 绑带中的搭扣上扣611与搭扣下扣612处于展开状态，将辅具摆放于人体肢体的正确位置，牵拉绑带环绕腿部，将活动连接端3242扣入固定架中的连接孔中，此时绑带对被固定人体肢体的束缚较松，重叠搭扣上扣611与搭扣下扣612，使卡扣凸起嵌入到卡孔中，绑带长度变短，此时绑带对被固定人体肢体的束缚较紧。

[143] 通过旋转操作搭扣3246即可扣紧绑带，所需的操作力低，且每次绑紧的程度相同，因此，非常方便患者尤其是老年患者使用。

[144] 搭扣下扣612与活动连接端3242通过铰链连接，可以相互旋转，搭扣下扣612向前延伸出两个悬臂，悬臂末端各自侧向向外伸出一轴销，活动连接端3242的相对的凸起端内侧各有一个轴孔222。侧向挤压搭扣下扣612的两根悬臂，悬臂变形，轴销距离变短，嵌入轴孔222中。

[145] 搭扣下扣612的两个悬臂各设置一个孔，使用固定扣3247固定，以保证搭扣下扣612与活动连接端3242连接牢固。两个悬臂不能发生侧向变形，悬臂末端的轴销就不能从活动连接端的轴孔3246（参见图18）中脱出，从而保证搭扣下扣612与活动连接端3242连接牢固。

[146] 搭扣上扣611与非弹性带3243连接处设置至少两个带孔，非弹性带3243采用自锁绕法，改变搭扣处于第二状态（即闭合状态）时绑带的长度，以适应不同肢体尺寸的佩戴者的需要。

- [147] 从旋转轴沿搭扣下扣612相反的方向延伸出弹性薄片613，使得旋转轴处产生对被固定的人体肢体的压力通过弹性薄片613进行均布，提高辅具佩戴的舒适性。
- [148] 弹性带3244采用莱卡复合布制作，既能够提供良好的伸缩性，又具有良好的生物相容性，能起到压力均布和缓冲作用，从而保证辅具效果和舒适性。
- [149] 弹性带3244朝向被固定的人体肢体的一侧，设置防滑层，增加弹性带3244与被固定人体肢体之间的摩擦力。
- [150] 防滑层为通过硅胶滴胶形成网格，能够保证弹性带的透气性。
- [151] 图22示出了本发明的另一个实施例的绑带，仍然以大腿绑带为例，大腿绑带424与大腿绑带324类似，其也包括弹性部分和非弹性部分，即弹性带和非弹性带。具体地，大腿绑带424包括两个非弹性带4243、搭扣和弹性带。其中，搭扣包括搭扣上扣4241和搭扣下扣4242。搭扣设置在两个非弹性带4243之间，即两段非弹性带4243，一段与搭扣上扣4241连接，一段与搭扣下扣4242连接；通过搭扣连接在一起的两个非弹性带4243的一端与固定连接端连接，另一端与活动连接端连接，这里的固定连接端和活动连接端与上述的固定连接端3241和活动连接端3242一样，未图示，不赘述。弹性带和非弹性带4234的材料和结构与弹性带3244和非弹性带3233一样，在此不赘述；类似地，弹性带（未图示）的一端，连接到非弹性带4243与固定连接端的连接处，弹性带的另一端，连接到非弹性带4243的另一端与活动连接端的连接处。
- [152] 与搭扣上扣4241连接的非弹性带4243的末端设置一段魔术贴钩面，与搭扣下扣4242连接的非弹性带4243的一面上有魔术贴毛面，搭扣通过魔术粘扣固定。
- [153] 图23示出了两个非弹性带5243与搭扣的另一种连接方式，具体地，搭扣包括搭扣上扣5241和搭扣下扣5242，搭扣上扣5241具有朝向搭扣下扣5242的卡扣凸起，搭扣下扣5242具有对应该卡扣凸起的卡孔，搭扣通过卡扣凸起与卡孔的配合实现固定。
- [154] 由于调节机构中的滑块和槽盘之间可以发生相互转动及平动，而滑块和槽盘分别连接到大腿夹板和小腿夹板，因此可知，连接在大腿骨架和小腿骨架之间的调节机构31和32可以使大腿骨架和小腿骨架之间发生相互转动和平动。随着佩戴了本发明的膝关节矫形器的使用者的下肢从屈曲状态到伸直状态，例如髌膝

踝角与站立正位髌膝踝角之差从 140° 到 0° 的过程中，（即对于站立正位髌膝踝角为 0° 的正常人体，髌膝踝角从 140° 到 0° 的过程中，以下描述皆以正常人体为准），调节机构31和32内的滑块发生相对于槽盘的移动。图11示出了该过程中，调节机构31的滑块310的第一、二凸起部3101、3102在第一槽盘311的第一、二槽3111、3112内的位置变化。当髌膝踝角为 140° 时，第一、二凸起部3101、3102在第一、二槽3111、3112内的位置为（A1，B1），当髌膝踝角为 0° 时，第一、二凸起部3101、3102在第一、二槽3111、3112内的位置为（A4，B4），随着髌膝踝角逐渐变小，第一、二凸起部3101、3102在第一、二槽3111、3112内的位置从（A1，B1）、（A2，B2）、（A3，B3）到（A4，B4），例如，当髌膝踝角为 20° 时，第一、二凸起部3101、3102在第一、二槽3111、3112内的位置为（A3，B3），当髌膝踝角为 90° 时，第一、二凸起部3101、3102在第一、二槽3111、3112内的位置为（A2，B2）。其中，当第一凸起部3101在第一槽3111的A1-A2段（称作第一槽3111的第二弯曲部）中，第二凸起部3102在第二槽3112的B1-B2段（称作第二槽3112的第二弯曲部）中时，膝关节矫形器处于前面所述的第二状态；当第一凸起部3101在第一槽3111的A3-A4段（称作第一槽3111的第一弯曲部）中，第二凸起部3102在第二槽3112的B3-B4段（称作第二槽3112的第一弯曲部）中时，膝关节矫形器处于前面所述的第一状态；而当第一凸起部3101在第一槽3111的A2-A3段中，第二凸起部3102在第二槽3112的B2-B3段中时，膝关节矫形器处于前面所述的第二状态到第一状态之间的过渡状态。可以理解，这里第一槽3111的第一、二弯曲部和第二槽3112的第一、二弯曲部的划分是由膝关节矫形器的第一、二状态的划分确定的。如果采用不同的划分标准以区分膝关节矫形器的第一、二状态，第一槽3111的第一、二弯曲部和第二槽3112的第一、二弯曲部也将会发生变化。另外，由图11可见，第一槽3111在靠近A1处有一段上弯的部分，其在本实施例中对应第一槽3111的第二弯曲部，本实施例中将该上弯的部分设计为上弯的形状可以使槽盘的结构更紧凑，有利于减小调节机构的大小。第二槽3112在靠近B4处有一段下弯的部分，其被包括在本实施例中的第二槽3112的第一弯曲部中。该下弯的部分对应使用者的下肢处于完全伸直的状态，例如髌膝踝角小于 4° - 6° 时，可起到自锁的作用。即使用者的下肢进入

完全伸直的状态时，滑块310和第一槽盘311之间的移动被锁定，从而帮助使用者下肢保持完全伸直的状态，直到使用者弯曲下肢施加一定的作用力使滑块310的第二凸起部离开该下弯的部分。调节机构31的滑块310的第一、二凸起部3103、3104在第二槽盘312的第一、二槽内的位置变化与上述相同，在此不赘述。另外，调节机构32内的滑块发生相对于槽盘的移动情况与调节机构32相同，在此不赘述。

[155] 上述的本发明的膝关节矫形器的大腿骨架和小腿骨架之间发生的转动的转动轴可以由大腿夹板22、23通过调节机构31、32绕小腿夹板12、13的旋转中心确定，确切地为大腿夹板22通过调节机构31绕小腿夹板12的旋转中心和大腿夹板23通过调节机构32绕小腿夹板13的旋转中心的连线，由前述的调节机构31、32的滑块相对于槽盘的移动情况的描述可知，在大腿骨架和小腿骨架发生相互转动的过程中，该转动轴（称作大、小腿骨架间的转动轴）相对于小腿骨架（或大腿骨架）是变动的。对于佩戴了本发明的膝关节矫形器的使用者而言，大、小腿骨架间的转动轴与膝关节的第一转动轴平行，其中，膝关节的第一转动轴是指小腿绕膝关节发生前后向摆动时所绕的膝关节转动轴，前是指在人体处于站立正位时面部的朝向方向。

[156] 从上述过程分析可见，佩戴了本发明的膝关节矫形器的使用者在步行时，由于其下肢发生的正是上述的从屈曲状态到伸直状态继而从伸直状态到屈曲状态的过程，本发明的膝关节矫形器由该下肢驱动，相应地从第二状态到第一状态继而从第一状态到第二状态，这是一个和人体步行的步态配合的自动转换过程。并且，由于人体步行时，处于伸直状态的下肢需要承载体重负荷而处于屈曲状态的下肢不需要承载体重负荷。对于处于伸直状态的下肢，本发明的膝关节矫形器处于第一状态，其紧束缚下肢并使大腿的股骨和小腿的胫骨的骨头之间保有间隙，由此体重负荷从大腿骨架、调节机构传递到小腿骨架，有效地替代人体膝关节承载了负荷。对于处于屈曲状态的下肢，本发明的膝关节矫形器处于第二状态，其不承载负荷，同时松束缚下肢，由此不影响使用者的下肢的血脉运行。

[157] 以上详细描述了本发明的较佳具体实施例。应当理解，本领域的普通技术人员

无需创造性劳动就可以根据本发明的构思做出诸多修改和变化。因此，凡本技术领域的技术人员依本发明的构思在现有技术的基础上通过逻辑分析、推理或者有限的实验可以得到的技术方案，皆应在由权利要求书所确定的保护范围内

。

权利要求书

- [权利要求 1] 一种膝关节矫形器，其特征在于，包括佩戴于大腿的大腿骨架和佩戴于小腿的小腿骨架；
所述膝关节矫形器的工作状态包括第一状态；
处于所述第一状态的所述膝关节矫形器的所述大腿骨架紧束缚所述大腿，所述小腿骨架紧束缚所述小腿，所述大腿骨架对所述大腿施加沿股骨机械轴且背离小腿的方向的力，所述小腿骨架对所述小腿施加沿胫骨机械轴且背离大腿的方向的力；所述大腿骨架与所述小腿骨架之间的间距为第一间距。
- [权利要求 2] 如权利要求1所述的膝关节矫形器，其中所述膝关节矫形器的工作状态还包括第二状态；
处于所述第二状态的所述膝关节矫形器的所述大腿骨架不对所述大腿施加沿股骨机械轴且背离小腿的方向的力，所述小腿骨架不对所述小腿施加沿胫骨机械轴且背离大腿的方向的力；所述大腿骨架与所述小腿骨架之间的间距为第二间距；
所述第二间距小于所述第一间距。
- [权利要求 3] 如权利要求2所述的膝关节矫形器，其中处于所述第二状态的所述膝关节矫形器的所述大腿骨架松束缚所述大腿，所述小腿骨架松束缚所述小腿。
- [权利要求 4] 如权利要求2或3所述的膝关节矫形器，其中还包括调节机构，所述调节机构设置在于所述大腿骨架和/或所述小腿骨架上，或者设置在所述大腿骨架和所述小腿骨架之间，其使所述膝关节矫形器处于所述第一状态或所述第二状态。
- [权利要求 5] 如权利要求4所述的膝关节矫形器，其中当髌膝踝角与站立正位髌膝踝角之差小于第一状态转换角度时，所述调节机构使所述膝关节矫形器处于所述第一状态；当所述髌膝踝角与所述站立正位髌膝踝角之差大于第二状态转换角度时，所述调节机构使所述膝关节矫形器处于所述第二状态；所述第二状态转换角度大于或等于

所述第一状态转换角度。

- [权利要求 6] 如权利要求5所述的膝关节矫形器，其中所述小腿骨架包括小腿托；处于所述第一状态的所述膝关节矫形器的所述小腿骨架的所述小腿托横向地在髌骨与胫骨粗隆之间的凹部处束缚所述小腿。
- [权利要求 7] 如权利要求6所述的膝关节矫形器，其中所述调节机构设置在大腿骨架和所述小腿骨架之间，与所述大腿骨架和所述小腿骨架分别相连。
- [权利要求 8] 如权利要求7所述的膝关节矫形器，其中所述大腿骨架能通过所述调节机构相对所述小腿骨架转动。
- [权利要求 9] 如权利要求6、7或8所述的膝关节矫形器，其中通过手动驱动所述调节机构，使所述膝关节矫形器从所述第一状态进入所述第二状态，以及使所述膝关节矫形器从所述第二状态进入所述第一状态。
- [权利要求 10] 如权利要求6、7或8所述的膝关节矫形器，其中通过电力驱动所述调节机构，使所述膝关节矫形器从所述第一状态进入所述第二状态，以及使所述膝关节矫形器从所述第二状态进入所述第一状态。
- [权利要求 11] 如权利要求10所述的膝关节矫形器，其中所述膝关节矫形器还包括电源、传感器、马达和控制单元。
- [权利要求 12] 如权利要求8所述的膝关节矫形器，其中通过下肢驱动所述调节机构，使所述膝关节矫形器从所述第一状态进入所述第二状态，以及使所述膝关节矫形器从所述第二状态进入所述第一状态。
- [权利要求 13] 如权利要求12所述的膝关节矫形器，其中包括两个调节机构，其分布在所述下肢的膝关节的两侧。
- [权利要求 14] 如权利要求13所述的膝关节矫形器，其中所述转动的转动轴与所述膝关节的第一转动轴平行。
- [权利要求 15] 如权利要求14所述的膝关节矫形器，其中所述小腿骨架还包括两个小腿夹板和小腿绑带；

所述两个小腿夹板分别贴合在所述小腿的两侧，所述两个小腿夹板的第一端分别连接到所述两个调节机构；

所述小腿绑带横向地贴合在所述小腿的背面的中上部，其两端分别连接在所述两个小腿夹板上；

所述小腿托为条状结构，其具有可贴合所述凹部的内表面，所述小腿托的两端分别固定连接到所述两个小腿夹板；

在所述小腿夹板上，所述小腿托与所述小腿夹板间的连接位置比所述小腿绑带与所述小腿夹板间的连接位置更接近所述小腿夹板的所述第一端。

[权利要求 16]

如权利要求15所述的膝关节矫形器，其中所述大腿骨架包括大腿托、两个大腿夹板和大腿绑带；

所述两个大腿夹板分别分布在大腿两侧，所述两个大腿夹板的第二端分别连接到所述两个调节机构；

所述大腿托为条状结构，其具有可横向地贴合所述大腿的正面的内表面，所述大腿托的两端分别连接到所述两个大腿夹板；

所述大腿绑带可横向地贴合在所述大腿的背面，其两端分别连接在所述两个大腿夹板上；

在所述大腿夹板上，所述大腿托与所述大腿夹板间的连接位置比所述大腿绑带与所述大腿夹板间的连接位置更接近所述大腿夹板的所述第一端。

[权利要求 17]

如权利要求16所述的膝关节矫形器，其中所述大腿托能绕其与所述大腿夹板的连接点转动。

[权利要求 18]

如权利要求16或17所述的膝关节矫形器，其中所述调节机构包括之间可相互转动及平动的槽盘和滑块，所述槽盘上具有弯曲的槽，所述滑块上具有凸起部，所述凸起部可在所述槽中滑动；

所述槽盘与所述小腿夹板的所述第一端相连，所述滑块与所述大腿夹板的所述第二端相连；或者，所述槽盘与所述大腿夹板的所述第二端相连，所述滑块与所述小腿夹板的所述第一端相连。

- [权利要求 19] 如权利要求18所述的膝关节矫形器，其中所述滑块在所述滑块的边缘处与所述大腿夹板的所述第二端相连。
- [权利要求 20] 如权利要求19所述的膝关节矫形器，其中所述滑块通过铰链连接所述大腿夹板的所述第二端，所述滑块与所述铰链的连接位置在所述滑块的边缘处。
- [权利要求 21] 如权利要求19所述的膝关节矫形器，其中所述滑块与所述大腿夹板一体成型。
- [权利要求 22] 如权利要求20或21所述的膝关节矫形器，其中所述槽盘在所述槽盘的边缘处与所述小腿夹板的所述第一端相连。
- [权利要求 23] 如权利要求22所述的膝关节矫形器，其中所述槽盘铆接在所述小腿夹板的所述第一端。
- [权利要求 24] 如权利要求22所述的膝关节矫形器，其中所述槽盘与所述小腿夹板一体成型。
- [权利要求 25] 如权利要求23或24所述的膝关节矫形器，其中所述槽具有第一弯曲部和第二弯曲部；
在所述下肢的所述步态驱动下，当所述凸起部从所述第一弯曲部进入所述第二弯曲部时，所述膝关节矫形器从所述第一状态进入第二状态；当所述凸起部从所述第二弯曲部进入所述第一弯曲部时，所述膝关节矫形器从所述第二状态进入第一状态。
- [权利要求 26] 如权利要求19所述的膝关节矫形器，其中所述槽包括第一槽和第二槽，所述凸起部包括第一凸起部和第二凸起部，所述第一凸起部可在所述第一槽内滑动，所述第二凸起部可在所述第二槽内滑动；
在所述下肢的所述步态驱动下，当所述第一凸起部从所述第一槽的所述第一弯曲部进入所述第一槽的所述第二弯曲部且所述第二凸起部从所述第二槽的所述第一弯曲部进入所述第二槽的所述第二弯曲部时，所述膝关节矫形器从所述第一状态进入第二状态；
当所述第一凸起部从所述第一槽的所述第二弯曲部进入所述第一

槽的所述第一弯曲部且所述第二凸起部从所述第二槽的所述第二弯曲部进入所述第二槽的所述第一弯曲部时，所述膝关节矫形器从所述第二状态进入第一状态。

[权利要求 27] 如权利要求19或20所述的膝关节矫形器，其中所述槽盘包括相互固定的第一槽盘和第二槽盘，所述滑块夹在所述第一槽盘和所述第二槽盘之间；所述滑块在所述第一槽盘的面上具有可在所述第一槽盘的所述槽中滑动的所述凸起部，所述滑块在所述第二槽盘的面上具有可在所述第二槽盘的所述槽中滑动的所述凸起部；所述第二槽盘比所述第一槽盘更接近所述膝关节，所述第二槽盘与所述小腿夹板的所述第一端相连。

[权利要求 28] 如权利要求19或20所述的膝关节矫形器，其中所述滑块包括相互固定的第一滑块和第二滑块，所述槽盘夹在所述第一滑块和所述第二滑块之间；所述槽盘在所述第一滑块的面上具有可容纳所述第一滑块的所述凸起部在其中滑动的所述槽；所述槽盘在所述第二滑块的面上具有可容纳所述第二滑块的所述凸起部在其中滑动的所述槽；所述第二滑块比所述第一滑块更接近所述膝关节，所述第二滑块与所述大腿夹板的所述第二端相连。

[权利要求 29] 如权利要求27或28所述的膝关节矫形器，其中所述小腿骨架还包括小腿夹板稳定结构，所述小腿夹板稳定结构为条状，其横向地贴合在所述小腿的正面且其两端分别连接到所述两个小腿夹板的第二端。

[权利要求 30] 如权利要求29所述的膝关节矫形器，其中所述小腿夹板稳定结构为第二小腿绑带，所述第二小腿绑带横向地贴合在所述小腿的正面，其两端分别连接到所述两个小腿夹板的第二端。

[权利要求 31] 如权利要求30所述的膝关节矫形器，其中所述大腿骨架还包括第二大腿绑带，所述第二大腿绑带横向地贴合在所述大腿的背面，其两端分别连接到所述两个大腿夹板，所述第二大腿绑带与所述大腿夹板间的连接位置在所述大腿托与所述大腿夹板间的连接位

置和所述大腿绑带与所述大腿夹板间的连接位置之间。

[权利要求 32] 如权利要求16所述的膝关节矫形器，其中所述大腿绑带和/或小腿绑带还包括弹性带与非弹性带，所述弹性带的两端分别连接到所述非弹性带的两端，所述非弹性带上设有长度调节装置以调节所述非弹性带两端间的距离。

[权利要求 33] 如权利要求31所述的膝关节矫形器，其中所述大腿绑带和/或小腿绑带还包括弹性带与非弹性带，所述弹性带的两端分别连接到所述非弹性带的两端，所述非弹性带上设有长度调节装置以调节所述非弹性带两端间的距离。

[权利要求 34] 如权利要32或33所述的绑带，其特征在于，所述长度调节装置处于第一状态，所述绑带的长度能够拉伸，所述长度调节装置处于第二状态，所述绑带的长度不能够拉伸。

[权利要求 35] 如权利要求34所述的绑带，其特征在于，所述长度调节装置为搭扣，所述搭扣包括搭扣上扣与搭扣下扣，所述搭扣上扣与所述搭扣下扣通过铰链连接，能够绕旋转轴转动，所述搭扣上扣与所述搭扣下扣不重合，所述搭扣处于所述第一状态；所述搭扣上扣与所述搭扣下扣重合并固定，所述搭扣处于所述第二状态。

[权利要求 36] 如权利要求35所述的绑带，其特征在于，所述搭扣通过魔术粘扣固定。

[权利要求 37] 如权利要求35所述的绑带，其特征在于，所述搭扣上扣朝向所述搭扣下扣设置卡扣凸起，所述搭扣下扣设置相应的卡孔，所述搭扣通过所述卡扣凸起与所述卡孔固定。

[权利要求 38] 如权利要求35所述的绑带，其特征在于，从所述旋转轴沿所述搭扣下扣相反的方向延伸出弹性薄片，使得所述旋转轴处产生对被固定的人体肢体的压力通过所述弹性薄片进行均布。

说明书附图

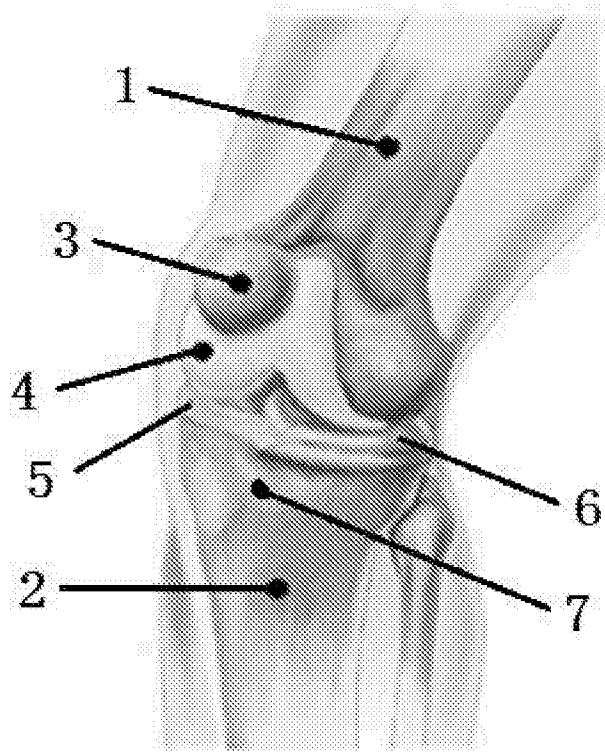


图 1

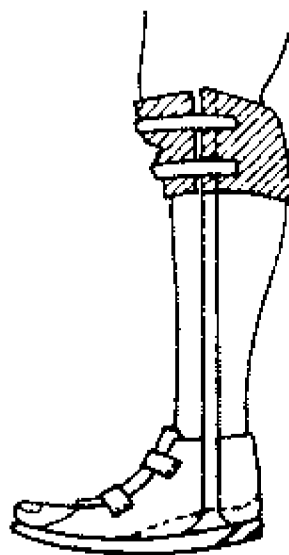


图 2

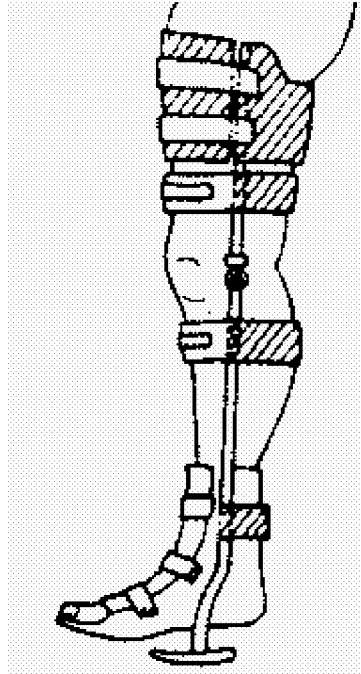


图 3

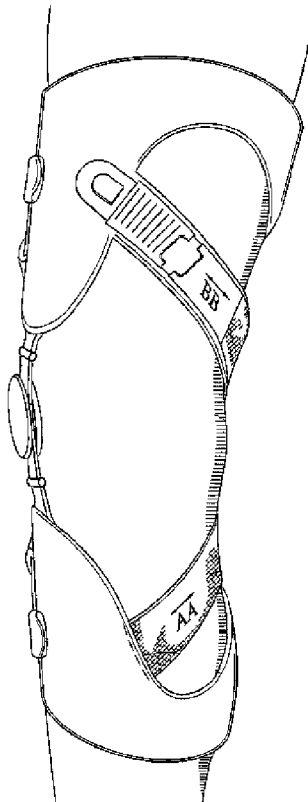


图 4

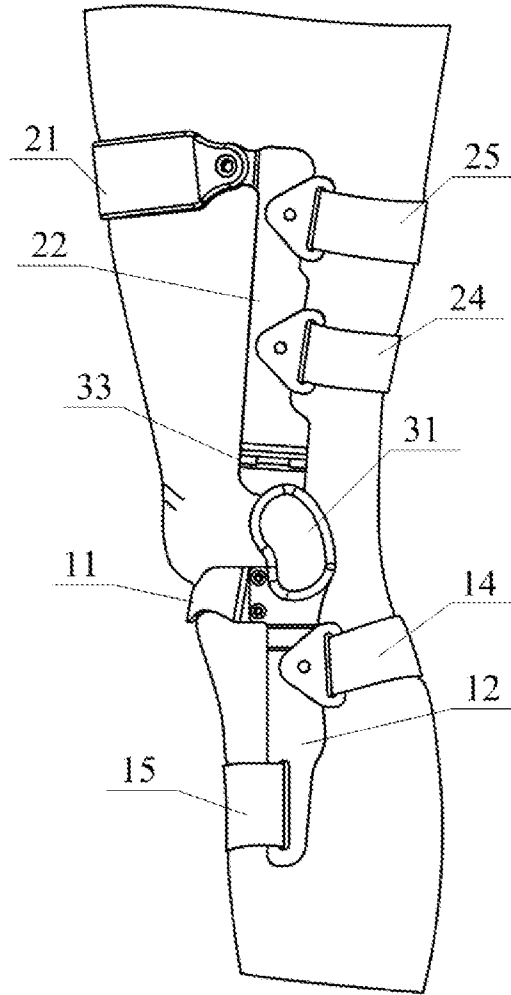


图 5

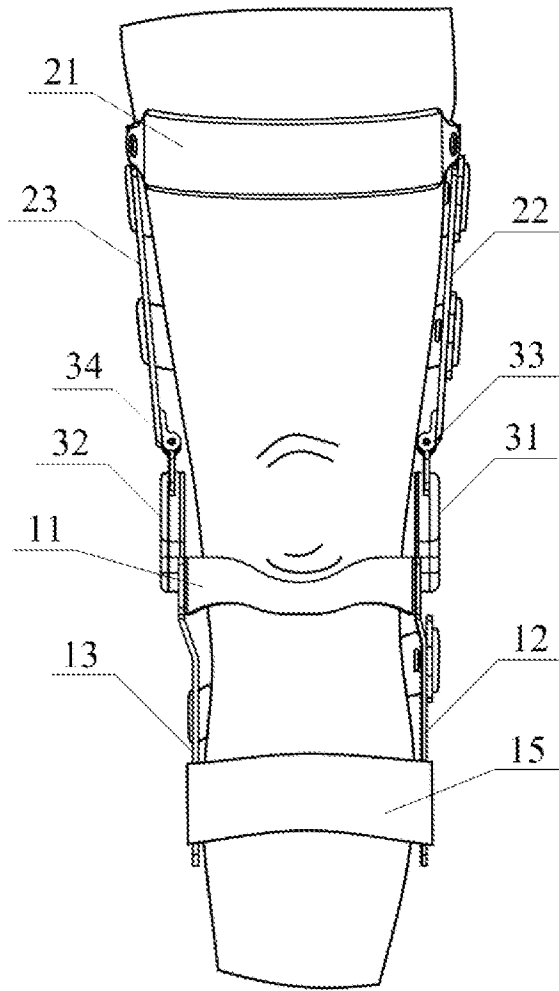


图 6

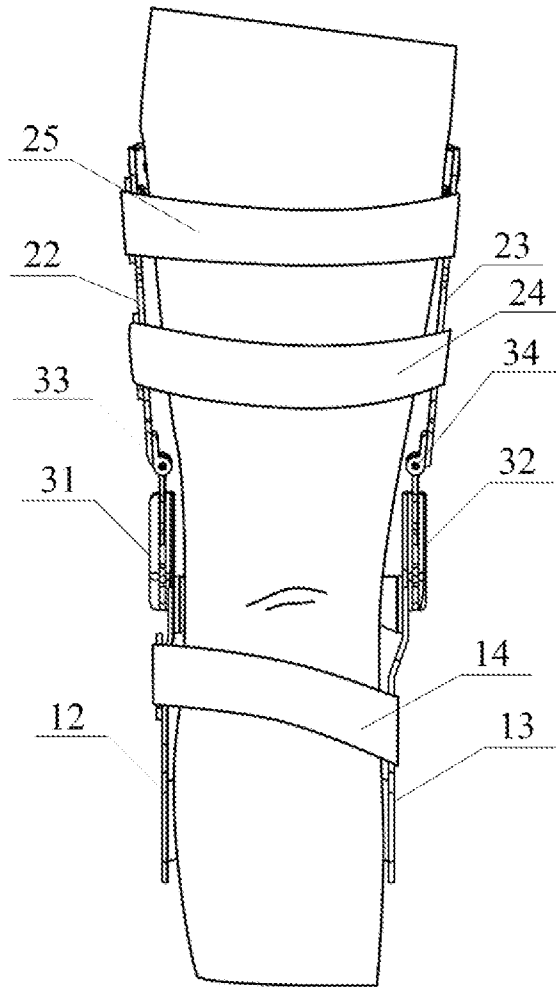


图 7

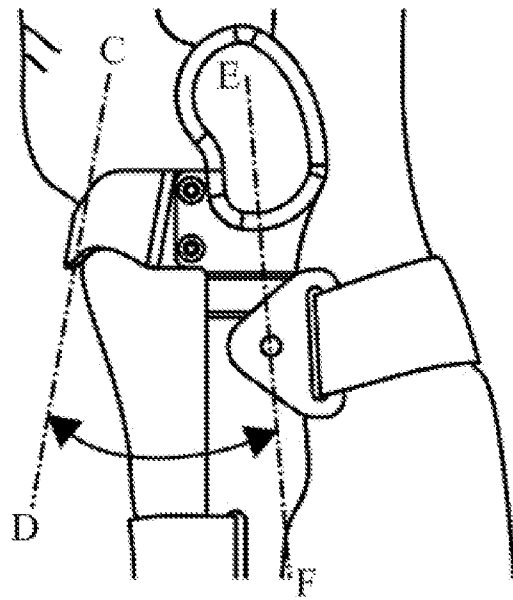


图 8

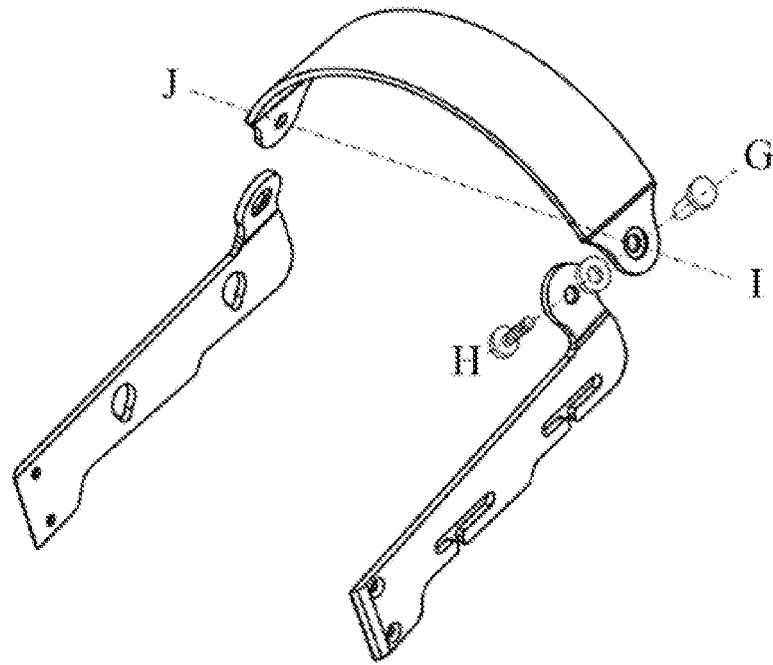


图 9

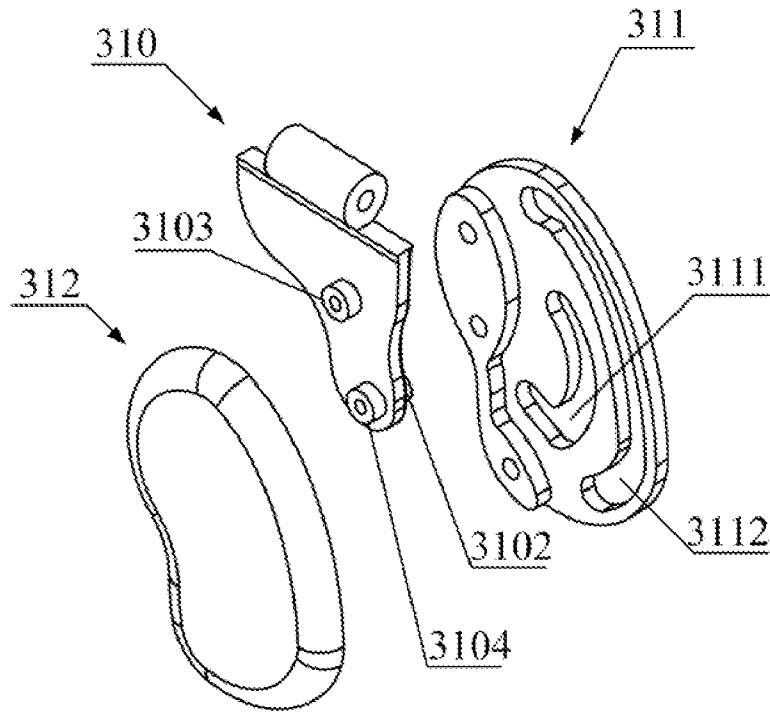


图 10

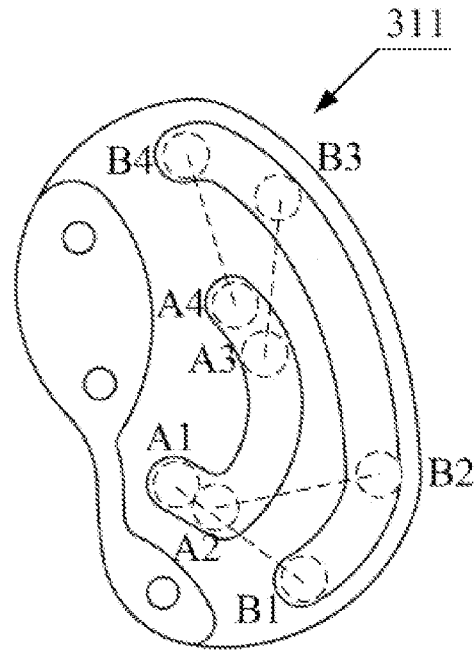


图 11

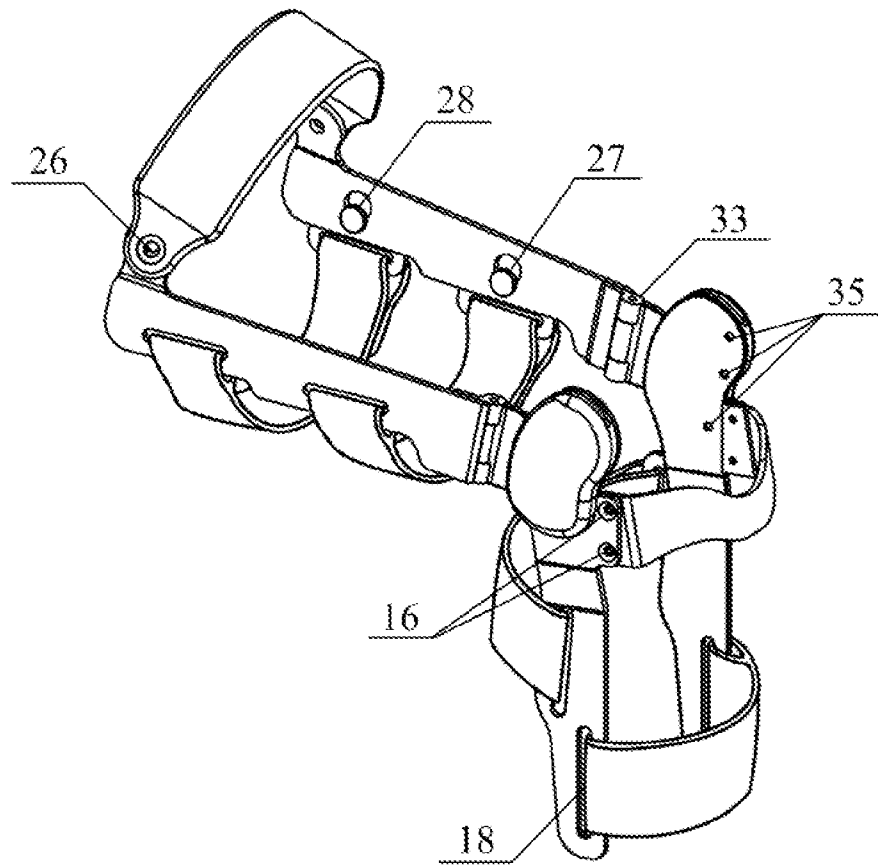


图 12

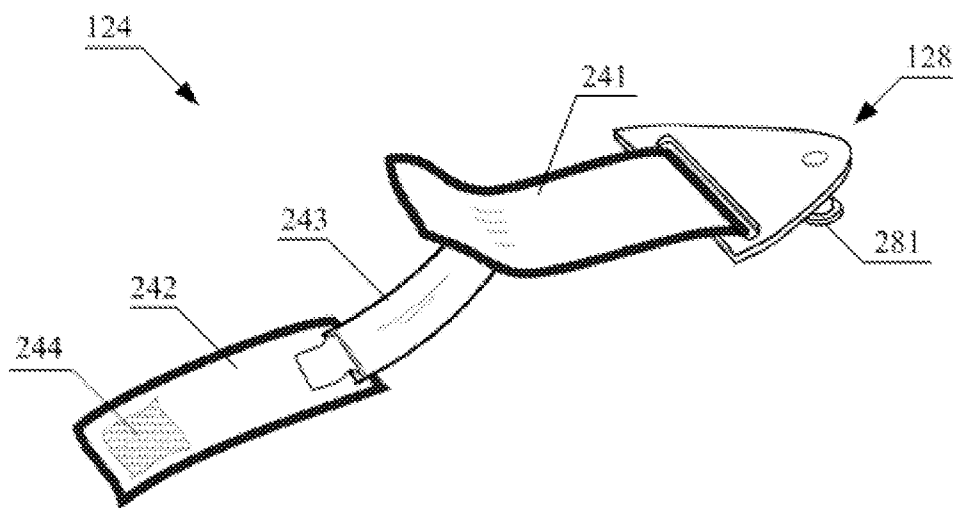


图 13

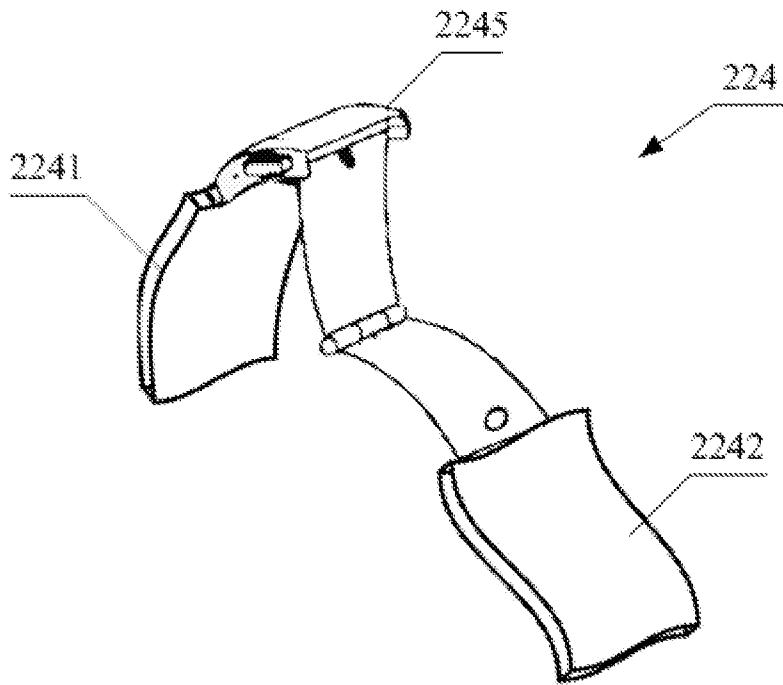


图 14

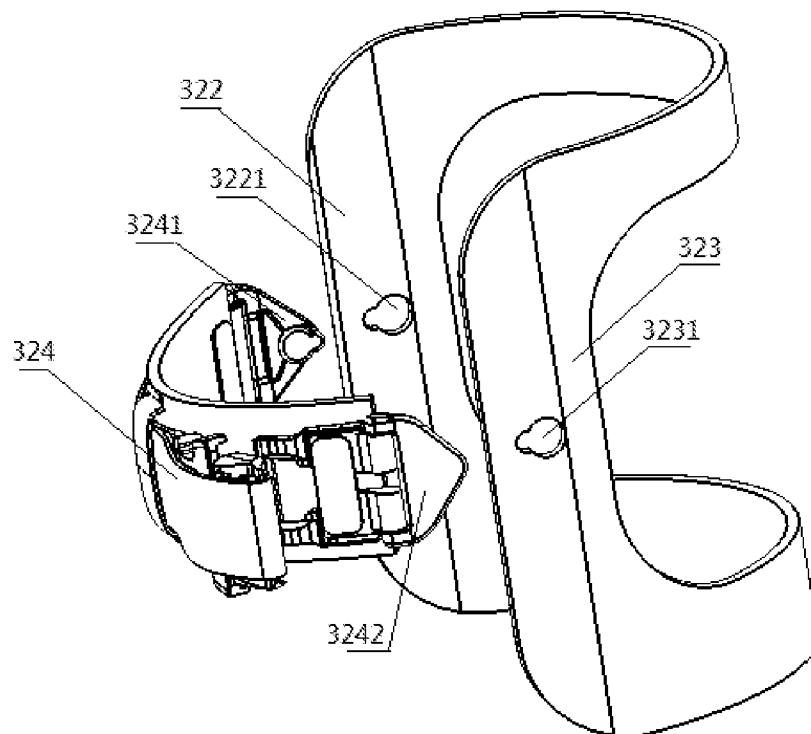


图 15

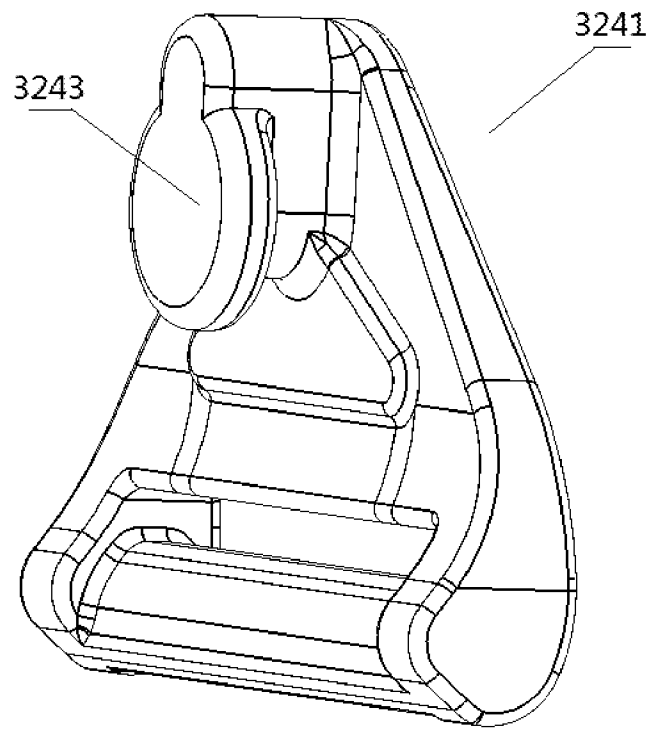


图 16

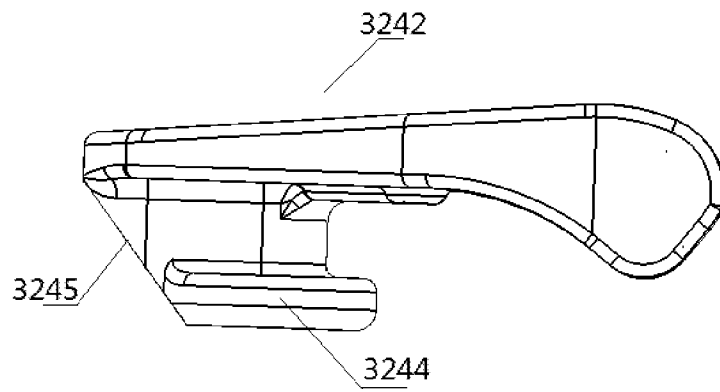


图 17

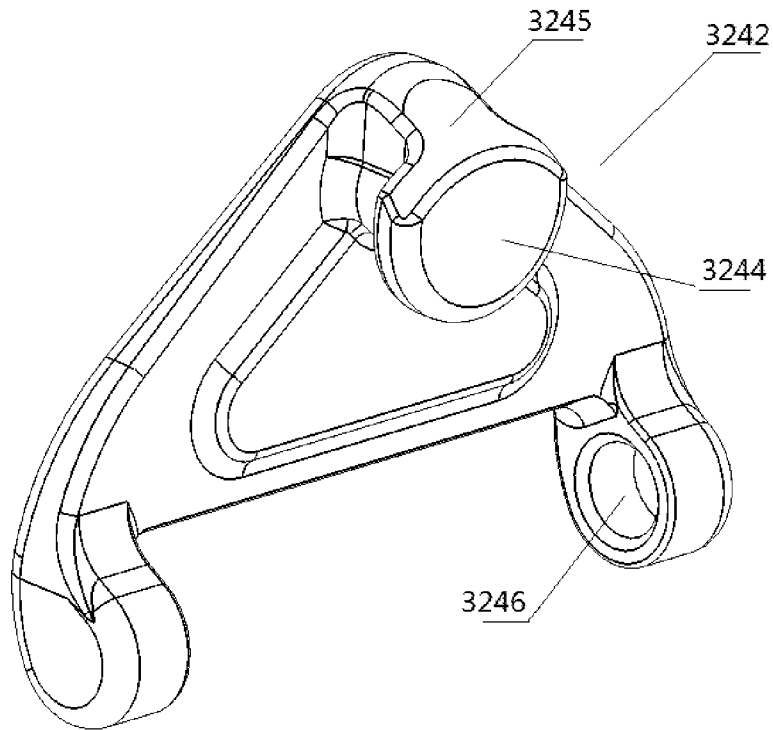


图 18

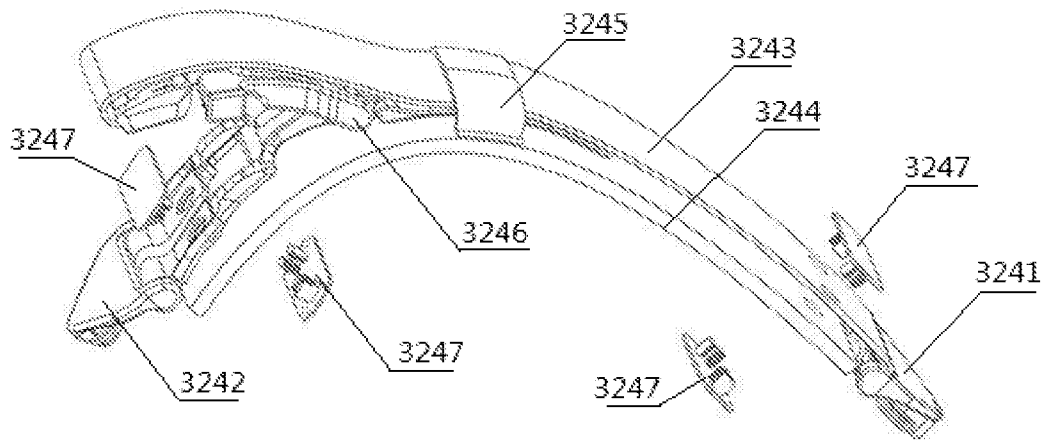


图 19

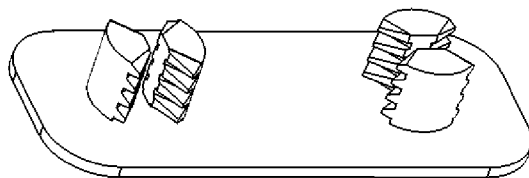


图 20

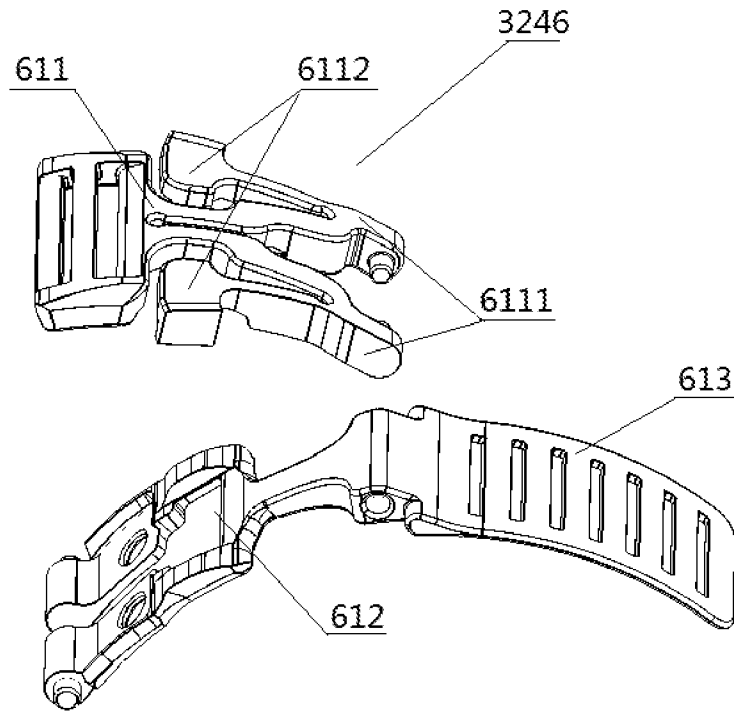


图 21

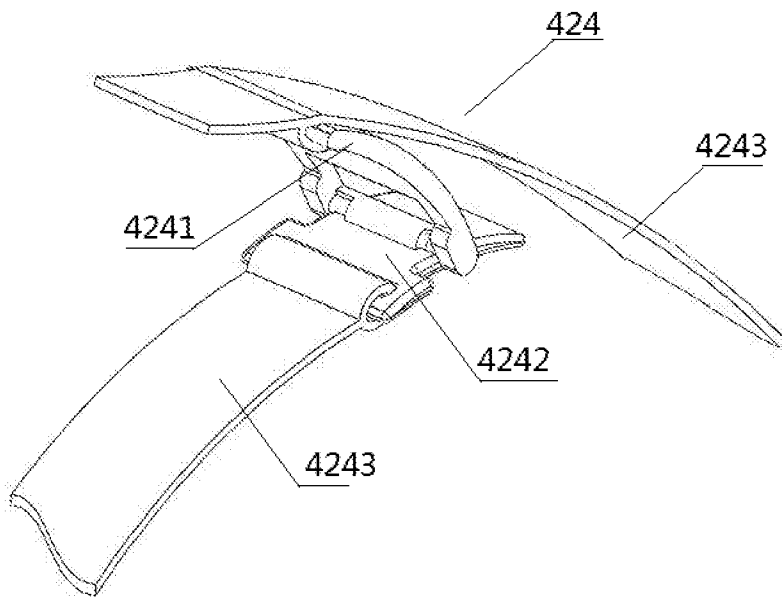


图 22

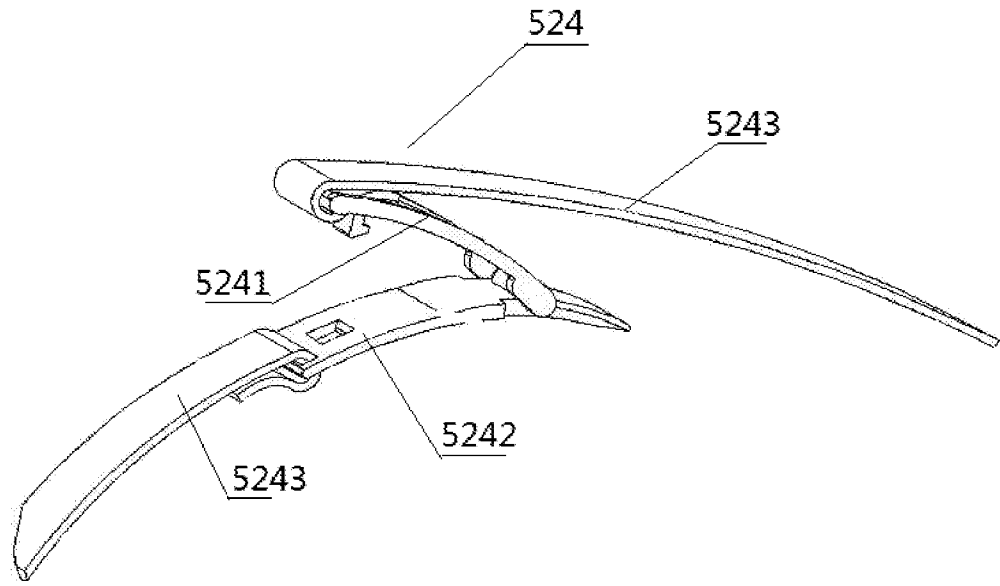


图 23

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2014/083796

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61F 5/01 (2006.01) i; A61H 3/00 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61F; A61H

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNKI, CNAT, WPI, EPODOC: correction, reduction, spout, angle, free charge, pressure, fixation, keen, orthopaedic, rehabit+, recover, adjust, load, free, crus, shank, calf, shin, thigh

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5782785 A (BEIERSDORF AKTIENGSELLSCHAFT) 21 July 1998 (21.07.1998) description, column 5, lines 40-60, column 6, line 15 to column 7, line 14 and figures 1-4 and 7-11	1-9, 12-14
Y	US 5782785 A (BEIERSDORF AKTIENGSELLSCHAFT) 21 July 1998 (21.07.1998) description, column 5, lines 40-60, column 6, line 15 to column 7, line 14 and figures 1-4 and 7-11	10, 11, 15-17, 32, 34
Y	CN 103110469 A (UNIVERSITY OF SHANGHAI FOR SCIENCE & TECHNOLOGY) 22 May 2013 (22.05.2013) description, paragraphs [0011]-[0013] and figure 1	10, 11
Y	CN 102438697 A (VISION QUEST IND INC. DBA VQ ORTHOCARE) 02 May 2012 (02.05.2012) description, paragraphs [0074]-[0078] and figure 1	15-17, 32, 34

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</p> <p>“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p>	<p>“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone</p> <p>“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art</p> <p>“&” document member of the same patent family</p>
---	---

Date of the actual completion of the international search
23 October 2014

Date of mailing of the international search report
18 November 2014

Name and mailing address of the ISA
State Intellectual Property Office of the P. R. China
No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao
Haidian District, Beijing 100088, China
Facsimile No. (86-10) 62019451

Authorized officer
MA, Nan
Telephone No. (86-10) 82245608

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2014/083796

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 4624246 (KRIKOR, AJEMIAN) 25 November 1986 (25.11.1986) the whole document	1-38
A	WO 97/29718 A1 (BEIERSDORF AG) 21 August 1997 (21.08.1997) the whole document	1-38
A	CN 102151186 A (MEDEX MEDICAL EQUIPMENT ARTICLE SHENZHEN CO LTD) 17	1-38
A	US 5277698 A (GENERATION II ORTHOTICS, INC.) 11 January 1994 (11.01.1994) the whole document	1-38

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2014/083796

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
US 5782785 A	21 July 1998	ES 2124451 T3	01 February 1999
		EP 0674889 B1	09 December 1998
		DE 4411469 A1	12 October 1995
		DE 4411469 C2	29 January 1998
		EP 0674889 A1	04 October 1995
		DE 59504458 G	21 January 1999
CN 103110469 A	22 May 2013	None	
CN 102438697 A	02 May 2012	CA 2762674 A1	25 November 2010
		SG 175962 A1	29 December 2011
		JP 2012527314 A	08 November 2012
		EP 432549 A1	28 March 2012
		WO 2010135288 A1	25 November 2010
		AU 010249782 A1	15 December 2011
		KR 20120028928 A	23 March 2012
		US 8454543 B2	04 June 2013
US 4624246	25 November 1986	US 8070703 B2	06 December 2011
		None	
WO 97/29718 A1	21 August 1997	EP 0880346 A1	02 December 1998
		DE 19605734 A1	21 August 1997
		US 6309368 B1	30 October 2001
		DE 19605734 C2	20 January 2000
		EP 0880346 B1	12 May 2004
		ES 2219749 T3	01 December 2004
		AU 1543897 A	02 September 1997
		AU 723913 B2	07 September 2000
		DE 59711618 G	17 June 2004
		CN 102151186 A	17 August 2011
US 5277698 A	11 January 1994	None	

A. 主题的分类 A61F 5/01(2006.01)i; A61H 3/00(2006.01)i 按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类		
B. 检索领域 检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号) A61F; A61H 包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献 在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称, 和使用的检索词(如使用)) CNKI, CNPAT, WPI, EPODOC: 膝, 矫形, 矫正, 复位, 大腿, 小腿, 调节, 调整, 滑槽, 角度, 负荷, 免荷, 压力, 固定, keen, orthopaedic, rehabit+, recover, adjust, load, free, crus, shank, calf, shin, thigh		
C. 相关文件		
类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
X	US 5782785 A (BEIERSDORF AKTIENGESELLSCHAFT) 1998年 7月 21日 (1998 - 07 - 21) 说明书第5栏第40行-第60行, 第6栏第15行-第7栏第14行、附图1-4, 7-11	1-9, 12-14
Y	US 5782785 A (BEIERSDORF AKTIENGESELLSCHAFT) 1998年 7月 21日 (1998 - 07 - 21) 说明书第5栏第40行-第60行, 第6栏第15行-第7栏第14行、附图1-4, 7-11	10, 11, 15-17, 32, 34
Y	CN 103110469 A (上海理工大学) 2013年 5月 22日 (2013 - 05 - 22) 说明书第[0011]-[0013]段、附图1	10, 11
Y	CN 102438697 A (视觉追求企业公司) 2012年 5月 02日 (2012 - 05 - 02) 说明书第[0074]-[0078]段、附图1	15-17, 32, 34
A	US 4624246 (KRIKOR, AJEMIAN) 1986年 11月 25日 (1986 - 11 - 25) 全文	1-38
A	WO 97/29718 A1 (BEIERSDORF AG) 1997年 8月 21日 (1997 - 08 - 21) 全文	1-38
<input checked="" type="checkbox"/> 其余文件在C栏的续页中列出。 <input checked="" type="checkbox"/> 见同族专利附件。		
* 引用文件的具体类型: “A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件 “E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利 “L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的) “O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件 “P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件 “T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件 “X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性 “Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性 “&” 同族专利的文件		
国际检索实际完成的日期 2014年 10月 23日	国际检索报告邮寄日期 2014年 11月 18日	
ISA/CN的名称和邮寄地址 中华人民共和国国家知识产权局(ISA/CN) 北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088 中国 传真号 (86-10)62019451	受权官员 马楠 电话号码 (86-10)82245608	

C. 相关文件		
类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
A	CN 102151186 A (万得医疗器材用品深圳有限公司) 2011年 8月 17日 (2011 - 08 - 17) 全文	1-38
A	US 5277698 A (GENERATION II ORTHOTICS, INC.) 1994年 1月 11日 (1994 - 01 - 11) 全文	1-38

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2014/083796

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利			公布日 (年/月/日)
US	5782785	A	1998年 7月 21日	ES	2124451	T3	1999年 2月 01日
				EP	0674889	B1	1998年 12月 09日
				DE	4411469	A1	1995年 10月 12日
				DE	4411469	C2	1998年 1月 29日
				EP	0674889	A1	1995年 10月 04日
				DE	59504458	G	1999年 1月 21日
CN	103110469	A	2013年 5月 22日	无			
CN	102438697	A	2012年 5月 02日	CA	2762674	A1	2010年 11月 25日
				SG	175962	A1	2011年 12月 29日
				JP	2012527314	A	2012年 11月 08日
				EP	2432549	A1	2012年 3月 28日
				WO	2010135288	A1	2010年 11月 25日
				AU	2010249782	A1	2011年 12月 15日
				KR	20120028928	A	2012年 3月 23日
				US	8454543	B2	2013年 6月 04日
				US	8070703	B2	2011年 12月 06日
US	4624246		1986年 11月 25日	无			
WO	97/29718	A1	1997年 8月 21日	EP	0880346	A1	1998年 12月 02日
				DE	19605734	A1	1997年 8月 21日
				US	6309368	B1	2001年 10月 30日
				DE	19605734	C2	2000年 1月 20日
				EP	0880346	B1	2004年 5月 12日
				ES	2219749	T3	2004年 12月 01日
				AU	1543897	A	1997年 9月 02日
				AU	723913	B2	2000年 9月 07日
				DE	59711618	G	2004年 6月 17日
CN	102151186	A	2011年 8月 17日	CN	102151186	B	2013年 4月 10日
US	5277698	A	1994年 1月 11日	无			