

文章编号:1004-7220(2015)06-0564-05

膝关节整体免荷矫形器的设计与评价

赵春霞, 刘婷, 罗云

(上海交通大学 生物医学制造与生命质量工程研究所, 上海 200240)

摘要:目的 设计一种膝关节整体免荷矫形器,探讨矫形器安装位置、矫形器大腿托与大腿间压力与免荷能力的关系。**方法** 通过搭建生物力学实验平台,对下蹲直立过程进行力学及运动学分析,评价膝关节整体免荷矫形器的免荷能力。**结果** 该矫形器可产生0~200 N的免荷力,矫形器铰链位置位于膝部前侧上方时矫形器免荷力大,大腿托与大腿间压力增大时免荷力增大。**结论** 设计的整体免荷矫形器具有部分免荷效果,该矫形器的免荷力与矫形器的安装位置和绑带的松紧程度有关。

关键词: 免荷矫形器; 膝关节; 骨性关节炎; 生物力学

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2015.06.564

Design and evaluation of an overall unloading knee brace

ZHAO Chun-xia, LIU Ting, LUO Yun (*Institute of Biomedical Manufacturing and Life Quality Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China*)

Abstract: **Objective** To design an overall unloading knee brace, and analyze the relationship between the unloading force and the position of the brace as well as the thigh bracket-thigh pressure. **Methods** Based on biomechanical experimental platform, the mechanical and kinematic analysis on squatting down-standing upright motion was conducted to evaluate unloading capacity of the overall unloading knee brace. **Results** The unloading forces supplied by the brace ranged from 0 to 200 N. The forces were larger with the brace hinges installed on the front-top of the knee, and the unloading forces increased with the pressure between the thigh and thigh bracket increasing. **Conclusions** The proposed overall unloading knee brace can partly reduce knee force, and its unloading forces are related to the installation site of the brace as well as the elasticity of the belts.

Key words: Unloading brace; Knee joint; Osteoarthritis; Biomechanics

膝关节骨性关节炎是中老年人群高发疾病^[1]。研究表明,关节压力过大是诱发或者加速关节软骨磨损、导致骨性关节炎症状的主要原因之一^[2-3],故降低关节压力、增大关节间隙是治疗膝关节骨性关节炎的重要方式^[4-5]。Lafeber等^[6]分析了整体关节免荷及关节松动对骨性关节炎的影响,结果显示关节松动能够减轻关节压力,避免加重关节软组织的剪切和磨损,为关节腔内软组织的自我修复提供空间和环境;Dei等^[7]使用膝关节松动装置进行膝关

节整体免荷,1年的跟踪结果与Lafeber等^[6]结论相吻合。膝关节整体式关节松动免荷对于骨性关节炎治疗具有较好的效果,然而这种免荷方式需要手术将免荷支架安装到关节内部的骨头上,在人体外部再安装卸载装置,不适用于大众人群。目前,非手术式免荷装置主要为运用“三点力学”原理的膝关节矫形器,通过平衡部分膝关节力矩降低单侧软组织的压力^[8-10]。然而,这种免荷方式存在如下问题:施加平衡力矩后,对侧腔室的间隙减小,对侧软骨承受的

收稿日期:2015-02-06; 修回日期:2015-04-13

通信作者:罗云,教授, E-mail: luoyun@sjtu.edu.cn。

压力增大,软骨磨损增大。由于骨性关节炎严重者膝关节双侧软骨均已磨损,故该类矫形器已不能满足减痛的功能。本文提出膝关节整体免荷矫形器的概念,在膝关节伸直时矫形器对大腿施加抬升力,降低膝关节双侧的关节力。将人体膝关节简化为铰链,人体与矫形器的关系简化为四杆滑块机构,则矫形器的安装位置对免荷能力有较大的影响。通过调整矫形器的安装位置及大腿绑带的松紧程度,探讨两者对整体式免荷矫形器免荷力的影响。

1 膝关节整体免荷矫形器的原理与设计

膝关节整体免荷矫形器的工作原理是在人体膝关节外部安装一个并联装置,在膝伸直过程中矫形器的大腿托对大腿施加抬升力,矫形器分担部分股骨对胫骨的压力,降低膝关节压力(见图1)。

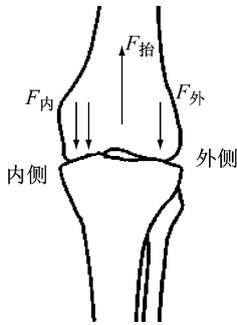
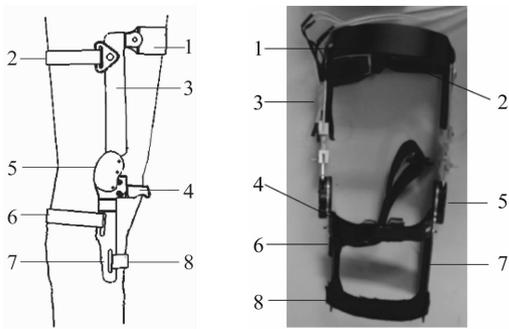


图1 整体式免荷原理图

Fig.1 Schematic diagram of the overall unloading

膝关节整体免荷矫形器的结构如图2所示。



(a) 原理图

(b) 实物图

- 1—大腿托,2—大腿绑带,3—上支条,4—固定架,5—旋转铰链,
- 6—小腿绑带,7—下支条,8—小腿前端绑带

图2 膝关节整体免荷矫形器示意图

Fig.2 Schematic of the overall unloading knee brace

(a) Principle diagram, (b) Photo

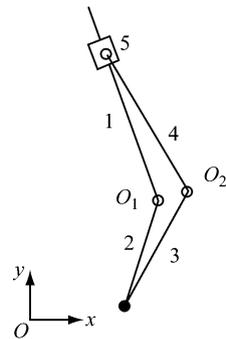
小腿绑带捆绑在小腿腓肠肌上方倒三角处,小腿前绑带捆绑在胫骨前端。绑带及大腿托、小腿托的内衬采用网格状的硅胶垫,在膝关节运动过程中,小腿肌肉与辅具无相对滑移,视为将矫形器下半部分固定在小腿上。旋转铰链内为双滑槽机构,随着膝关节屈曲到直立的过程,支条的中心位置逐渐远离旋转铰链的中心位置,推动大腿托和绑带向股骨近端施加力,产生推动股骨远端相对于胫骨平台向上抬升的力,卸载一部分膝关节的关节力。

2 实验原理与设计

本研究旨在验证整体式免荷矫形器的免荷能力,分析矫形器安装位置、大腿托与大腿间压力与矫形器免荷能力的关系。

2.1 实验原理

膝关节的运动分布在矢状面、冠状面和横截面上,本文主要分析在人体腿部的矢状面上矫形器对膝关节的免荷力。在矢状面上,将膝关节简化成铰链,则整体式免荷矫形器与人体的关系简化为四杆滑块机构,其简化模型如图3所示。



杆1—大腿,杆2—小腿,杆3—矫形器下支条,杆4—矫形器上支条,滑块5—矫形器大腿托

图3 矫形器-膝关节曲柄摆杆滑块机构

Fig.3 Knee-brace crank rocker sliding block

由于小腿托及小腿绑带将矫形器下端固定在小腿上,小腿与矫形器的下支条之间为固接。矫形器铰链的双滑槽机构在旋转中产生的增程转化为大腿托相对于股骨轴线的滑动行程,在滑动过程中矫形器作用于大腿上沿股骨轴线方向的推力即为矫形器对人体的免荷力。随着膝关节由屈曲90°到直立,膝关节瞬心逐渐向膝关节的下前方移动,竖直方向移动约130 mm,水平方向移动约20 mm;矫形器的

瞬心由膝关节前方向后移动,水平方向移动约20 mm,竖直方向移动约5 mm,矫形器相较于膝关节瞬心的竖直方向移动距离较小。矫形器初始安装位置和矫形器的双滑槽轨迹的设计决定了膝关节屈曲过程中瞬心与矫形器瞬心的相对位置,同时决定了矫形器-膝关节曲柄摆杆滑块机构的工作状态。当矫形器的初始安装位置合适时,在整个屈曲过程中矫形器瞬心相较于膝关节瞬心靠近膝盖前方,矫形器与膝关节的关系可考虑为曲柄摆杆滑块机构,在不同角度下该机构的曲柄和摆杆的长度有一定变化,但其机构相对关系不变。根据四杆机构的工作原理可知,膝关节旋转中心 O_1 与矫形器铰链的旋转中心 O_2 的相对位置对矫形器大腿托的滑动行程有直接影响,即矫形器的佩戴位置对免荷能力有直接影响。此外,由于大腿受到矫形器的推力,大腿托和腿之间的压力与免荷力大小有直接关系。

2.2 实验对象

1名女性测试者,身高174 cm,体重62 kg,无膝关节疼痛、肌肉萎缩、关节炎等疾病。获得测试者的同意后,左腿佩戴矫形器进行实验测量。

2.3 实验设备及仪器

Tactilus 32 通道压力传感器系统(20 Hz)、Keyence NR500 数据采集仪(200 Hz)、Kyowa 电阻应变片、BI 导电塑料角度传感器(10 k Ω)、Yokogawa DL1640 示波器(200 Hz)、WYJ 直流稳压电源(5 A/30 V)、矫形器,导线、电脑、绑带若干。

2.4 实验方法

膝关节传递的力与运动加速度、角加速度、膝关节屈曲角度以及人体质量有关,不同的姿态情况下,关节传递力不同,本实验中主要讨论下蹲直立动作。由于矫形器对大腿的推动力是通过上支条传递到大腿托,故测量上支条的沿支条方向上的力,可以评价矫形器对人体的免荷效果。如图4所示,在上支条近铰链处安装铝合金工字件,在工字件的4个面上贴电阻应变片测量得到工字件的轴向应变,根据应力-应变关系推算得到上支条沿支条方向的传递力。角度传感器测量得到矫形器的转动角度,该角度近似为膝关节屈曲角度。在大腿的与矫形器大腿托偏外侧1/3接触位置处安置压力传感器,测量大腿托与大腿间的压力。实验中调整矫形器的铰链相对于人体膝关节股骨远端外侧上髌的位置和大腿绑带的

松紧程度,分析在膝关节矢状面前后方向和上下方向的不同安装位置时矫形器上支条的受力情况和大腿托与大腿间的压力与矫形器上支条的受力的关系。前后位置每次调整8 mm,上下位置每次调整12 mm,大腿绑带每次调整1 cm,每组数据测量5组,取平均值。

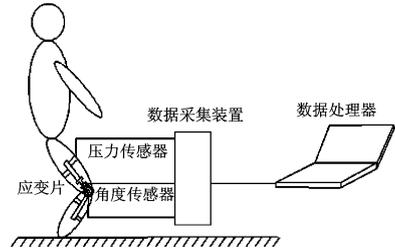


图4 实验装置示意图

Fig. 4 Diagram of the experimental setup

3 结果与讨论

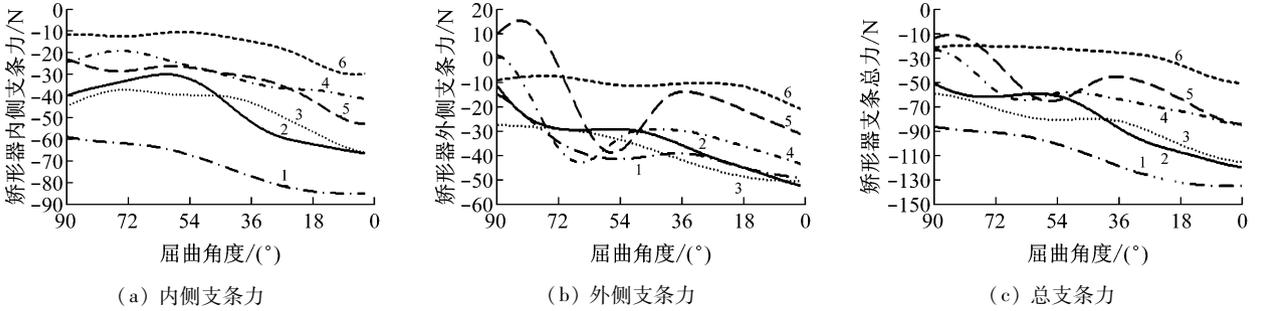
测试者屈曲角度约为 $0^\circ \sim 120^\circ$,由于每次测量的最大屈曲角度不同,取屈曲 90° 到完全直立 0° 过程中矫形器上支条受力分析。图5所示为矫形器的铰链中心位于股骨外侧髌高度上,调节矫形器前后安装位置时矫形器上支条受力情况;图6所示为矫形器的铰链中心位于股骨外侧髌前侧2 mm,调整矫形器上下安装位置时矫形器上支条受力情况;图7所示为矫形器位于股骨外侧上髌高度,股骨外侧上髌前侧2 mm处时,调整大腿绑带松紧程度,观察大腿托与大腿间压力和矫形器支条力的关系。

3.1 矫形器免荷力与屈曲角度

在屈曲到直立过程中,随着屈曲角度的减小,矫形器的上支条总力呈现增大趋势,矫形器对膝关节的免荷力增大;在完全直立时,上支条受到的压力最大,矫形器免荷力达到最大值;矫形器的内侧上支条和外侧上支条同时承重,减小膝关节双侧的压力。

3.2 矫形器前后位置与上支条力

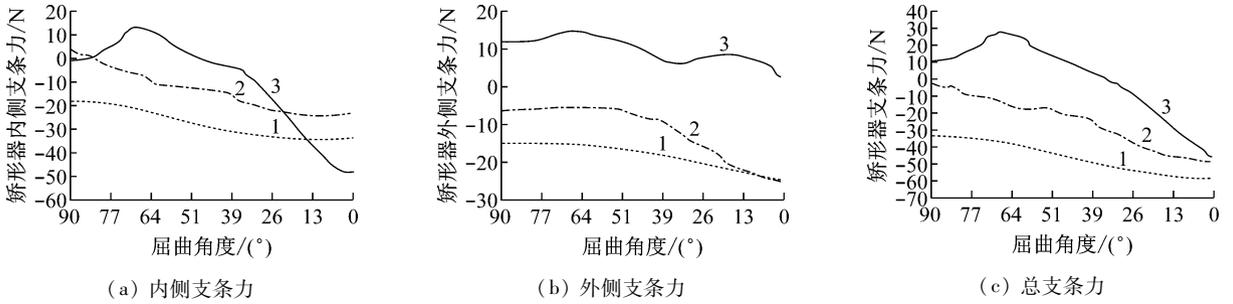
直立状态下,矫形器的安装位置分别为股骨远端外侧上髌前侧26、10、2 mm以及后侧6、14 mm时,矫形器的支条总力分别为-135、-119、-115、-85、-84、-50 N(见图5)。矫形器的安装位置在股骨头外侧上髌前侧时,支条受到压力较大,随着安装位置向后移动,矫形器的双侧支条受到的压力减小,即矫形器的免荷力减小。对该现象进行分析,如



1—前侧 26 mm,2—前侧 18 mm,3—前侧 10 mm,4—前侧 2 mm,5—后侧 6 mm,6—后侧 14 mm

图5 矫形器不同前后安装位置时上支条力

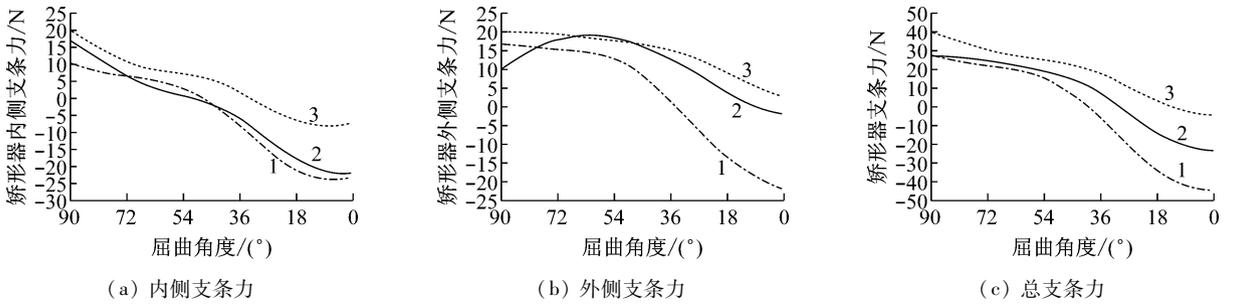
Fig.5 Forces in the upper bar when the brace was installed in different front and back directions (a) Force in the medial bar of the brace, (b) Force in the lateral bar of the brace, (c) Force in the whole brace



1—下方 12 mm,2—中间位置,3—上方 12 mm

图6 矫形器不同上下安装位置时上支条力

Fig.6 Forces in the upper bar when the brace was installed in different up and down directions (a) Force in the medial bar of the brace, (b) Force in the lateral bar of the brace, (c) Force in the whole brace



1—74.4 kPa,2—57.2 kPa,3—40.1 kPa

图7 大腿托与大腿间不同压力时上支条力

Fig.7 Forces in the upper bar under different pressures between the thigh bracket and thigh (a) Force in the medial bar of the brace, (b) Force in the lateral bar of the brace, (c) Force in the whole brace

图3所示,由人体膝关节腘窝指向髌骨为 x 轴正方向,垂直地面向上为 y 轴正方向,在人体矢状面上建立坐标系 xoy ,膝关节旋转中心记为 O_1 ,其坐标为 (x_1, y_1) 。矫形器旋转中心记为 O_2 ,其坐标为 (x_2, y_2) 。当 $x_2 > x_1$ 时,矫形器铰链中心安装位置位于股骨外侧上髌的前方,膝关节伸直过程中矫形器

大腿托沿大腿上滑,且矫形器大腿托上滑行程随 x 坐标差值的减小而减小,体现为随着矫形器安装位置的向后侧移动,矫形器上支条受到的压力减小,即矫形器的免荷力减小。当矫形器的安装位置后移至 $x_2 < x_1$ 时,随着膝关节由屈曲到直立,矫形器大腿托沿大腿下滑,矫形器上支条受到拉力,使用矫形

器反而增大膝关节的关节压力。

3.3 矫形器上下位置与上支条力

直立状态下,矫形器安装在上方 12 mm、中间位置、下方 12 mm 处受到的支条总力分别为 -58、-48、-45 N(见图 6)。矫形器安装位置位于股骨外侧髁上方时支条受到的压力最大。随着安装位置由下方向上方移动,矫形器支条受到的压力逐渐增大,矫形器的免荷效果增大。对该现象进行分析,如图 3 所示,矫形器-膝关节四杆机构中, $x_2 > x_1$ 时,根据几何分析,在矫形器上支条长度一定的情况下,相较于矫形器铰链位于上方位置时大腿托的滑程,铰链旋转中心 O_2 位于膝关节旋转中心 O_1 的下方时,大腿托的滑程较小,即矫形器的安装位置靠上时,支条受到的压力较大。

3.4 矫形器大腿与大腿托间压力与上支条力

直立状态下,在大腿托偏外侧 1/3 面积处的压力分别为 74.4、57.2、40.1 kPa 时,矫形器受到的支条总力分别为 -44、-23、-4 N(见图 7)。随着大腿托与大腿之间压力的减小,支条受到压力减小。矫形器沿上支条方向的力由大腿托与肌肉间的剪切力和大腿托绑带与大腿肌肉间的剪切力决定。而大腿托与肌肉的作用力随大腿绑带的松紧程度改变。在矫形器内衬的材料一定的情况下,大腿绑带与大腿肌肉间的压力越大,矫形器上支条受到的压力越大,矫形器的免荷能力越大。在实验过程中发现,当大腿绑带过紧时,膝关节无法完全伸直,分析其原因为大腿绑带和腿托在大腿上侧形成错位的两个半环,此时两个半环形成的力矩过大,平衡部分膝关节的屈曲转矩,阻碍膝关节的屈曲运动。

4 结论

本文分析了关节免荷对于治疗膝关节骨性关节炎的治疗效果,针对非手术式治疗手段“三点力学”免荷矫形器存在的单侧免荷问题,提出膝关节整体免荷的概念,设计膝关节整体免荷矫形器,并搭建生物力学平台,验证该矫形器的免荷效果,分析矫形器的安装位置与绑带的松紧程度对免荷力的影响。实验结果表明:① 矫形器双侧支条承重,分担部分膝关节力,矫形器具有双侧免荷的效果;② 随着矫形器的安装位置由膝盖前端向后端移动,矫形器的免荷力逐渐减小;③ 随着矫形器的安装位置由下到上

移动,矫形器的免荷力增大;④ 增大矫形器上的大腿绑带的压力,矫形器的免荷力增大,当大腿绑带的过紧时,矫形器将不能正常工作。

由于样本数量单一,且矫形器的免荷力与矫形器绑带的松紧程度和安装位置均有关系,本文仅是定性分析和趋势判定两者对免荷力的影响。而膝关节是多自由度运动,本文中仅考虑佩戴矫形器后矢状面上的屈曲-伸直运动和沿矫形器上支条的免荷力,故下一步需要综合考虑膝关节的内旋-外旋运动,结合步态实验对更多的病患样本进行分析,从而更加准确地评价该矫形器的使用效果。

参考文献:

- [1] Pai YC, Rymer WZ, Chang RW, *et al.* Effect of age and osteoarthritis on knee proprioception [J]. *Arthritis Rheum*, 1997, 40(12): 2260-2265.
- [2] Brandt KD, Dieppe P, Radin E. Etiopathogenesis of osteoarthritis [J]. *Rheum Dis Clin North Am*, 2008, 34(3): 531-559.
- [3] Block JA, Shakoor N. The biomechanics of osteoarthritis implications for therapy [J]. *Curr Rheumatol Rep*, 2009, 11(1): 15-22.
- [4] Radin EL. Who gets osteoarthritis and Why? [J]. *J Rheumatol*, 2005, 32(6): 1136-1138.
- [5] Waller C, Hayes D, Block JE, *et al.* Unload it: The key to the treatment of knee osteoarthritis [J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2011, 19(11): 1823-1829.
- [6] Lafeber FP, Intema F, Van Roermund PM, *et al.* Unloading joints to treat osteoarthritis, including joint distraction [J]. *Curr Opin Rheumatol*, 2006, 18(5): 519-525.
- [7] Dei M, Ochi M, Adachi N, *et al.* A new articulated distraction arthroplasty device for treatment of the osteoarthritic knee joint: A preliminary report [J]. *Arthroscopy*, 2007, 23(8): 833-838.
- [8] Shelburne KB. Effects of foot orthoses and valgus bracing on the knee adduction moment and medial joint load during gait [J]. *Clin Biomech*, 2008, 23(6): 814-821.
- [9] Matsuno H, Kadowaki KM, Tsuji H. Generation II knee bracing for severe medial compartment osteoarthritis of the knee [J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 1997, 78(7): 745-749.
- [10] Kutzner I, Küther S, Heinlein B, *et al.* The effect of valgus braces on medial compartment load of the knee joint: *In vivo* load measurements in three subjects [J]. *J Biomech*, 2011, 44(7): 1354-1360.