

· 康复医学工程 ·

膝关节康复机器人腿部人机界面设计研究

张 晶¹ 王玉慧¹ 王党校¹

摘要 目的:遵循人机工程学原理,设计康复训练机器人合理的腿部人机界面,以使得伤残者在进行膝关节康复训练时腿部受力合理、感觉舒适。**方法:**选取体格健壮的成年人4名,针对某型号膝关节康复机器人测定康复训练中主动模式下受试者小腿受力数值;采用RSSCAN公司的足底压力测试系统测试受试者腿部在承受以上压力的情况时、不同人机界面情况下小腿受力的分布情况。**结果:**腿部压力主观感受测试中不合理的小腿夹持器人机界面使受试者感觉不适,小腿出现皮肤磨破、肌肉酸痛等不良反应;曲率半径为80mm和70mm时其中三位受试者的测试感觉较舒适,另外一名当曲率半径70mm和60mm时主观感受比较舒适。在腿部压力分布测试中曲率二($R=80\text{mm}$)对应的最大压力数值最小,压力分布比较均匀。**结论:**由实验可得,小腿夹持器下表面曲率半径比小腿围换算圆半径(将小腿截面近似作为圆,以 $L=2\pi R$,由圆周长计算半径 R)大10—20mm左右压力基本达到等压,受试者反馈也比较舒适。对于不同腿围的受试者,合理的小腿人机界面曲率半径在一定范围内,且此范围取决于受试者的小腿围。

关键词 膝关节;人机工程;康复;机器人

中图分类号:R496 **文献标识码:**A **文章编号:**1001-1242(2008)-12-1098-04

Research designing knee rehabilitation robot's human-machine interface/ZHANG Jing,WANG Yuhui,Wang Dangxiao/Chinese Journal of Rehabilitation Medicine,2008,23(12): 1098—1101

Abstract Objective:According to principles of ergonomics, to design a reasonable knee rehabilitation robot's human-machine interface to make the disabled more comfortable during rehabilitation training. **Method:** Four healthy adults were selected for measuring the pressure on the foreleg during active rehabilitation training following a certain knee rehabilitation robot. Then distribution of the pressure on different human-machine interfaces were measured by Rsscan foot scan system. **Result:** Foreleg-pressure subjective test showed, unreasonable human-machine interface which foreleg made volunteers felt uncomfortable, caused skin frazzle and muscle soreness; Three volunteers felt comfortable when curvature radius of human-machine interface on the foreleg was 70mm and 80mm, the other one felt comfortable when curvature radius was 60mm and 70mm. The foreleg-pressure distribution test showed that the pressure was isopiestic when curvature radius was 80mm. **Conclusion:**When curvature radius of human-machine interface on the foreleg was 10—20mm more than radius of human foreleg (the section of foreleg was assumed as circularity, calculating radius R as $L=2\pi R$), the volunteers felt more comfortable and the pressure on the foreleg was isopiestic. For different person the reasonable curvature radius of human-machine interface on the foreleg is within a certain range, which relies on the girth of the person's foreleg.

Author's address School of Mechanical and Automation Beijing University of Aeronautics and Astronautics, 100083

Key words knee; ergonomics; rehabilitation; robot

随着人类文明的发展,康复产品作为对伤残者人文关怀的化身,已经取得了长足的发展。在康复产品的设计中,需要应用人机工程学的理论、数据,使得人机界面更合理,从而提高康复训练的质量。机器人技术已逐渐介入到医学康复的更多领域,帮助伤残者进行康复训练已成为机器人技术在医学领域的重要应用^[19,24]。

Weinberg等^[1]提出了一款膝关节主动康复矫形装置(active knee rehabilitation orthotic device, AKROD),它的主要用途是防止膝关节受伤者在行进过程中膝关节伸展过度,腿部在摇摆过程中AKROD可以控制其灵活性,可以协助强化患者的

步态训练,它使膝关节矫形训练可以在平常社区甚至家中就能进行。

Ken'ichi Koyanagi等^[3]设计了一个3自由度的上肢康复机械,这个机械能够根据用户训练的效果来调整训练量。

侯来永^[6]通过对将进行单侧全膝关节置换术的骨性关节炎患者患侧、健侧膝关节肌力及同年龄组健康者膝关节肌力的测试研究,找出三者的关系,为手术期膝关节功能康复提出指导意见。

1 北京航空航天大学机械学院,100083

作者简介:张晶,女,硕士研究生

收稿日期:2008-06-04

本文针对北航机器人所设计开发的膝关节康复训练机器人第一代物理样机, 运用人机工程学原理, 采用实验分析的方法, 对其腿部人机界面进行改进设计, 从而改善训练中腿部受力情况。

膝关节康复训练机器人是针对膝关节伤病后运动功能恢复而设计的^[10,12,16-17,22,26], 运动模式是患者下肢做往复摆动。具有主动训练和被动训练两种训练模式, 二者区别在于人在训练中是否主动用力。由北航机器人所开发的第一代物理样机如图 1 所示, 目前的人机界面尚不够理想, 由下部的四个长方形板及上部的快粘带共同构成小腿夹持器, 作为伤残者腿部人机界面。小腿夹持器安装在往复摆动的末端杆上, 是康复机器人的运动实现部分^[2]。

其康复训练示意图见图 2, 采用被动训练模式时, 受训练者不施加主动力, 由机器人的末端杆带动小腿夹持器作等速摆动, 实现小腿的被动运动, 主要适用于恢复初期^[11,14-15,18]; 主动训练模式是由机器人输出阻力, 由受训练者施加主动力, 克服阻力实现摆动, 主要适用于恢复后期^[13,23]。

图 1 膝关节康复训练机器人第一代物理样机

图 2 第一代膝关节康复训练机器人康复训练示意图

1 对象与方法

1.1 对象

采用实验的方法选受试者 4 名, 均为体格健壮的成年人, 无相关病史, 该样本涵盖不同年龄段及两种性别, 能够比较全面地反映实验结果。受试者数据见表 1。

1.2 方法

本研究涉及两个实验, 第一个实验是不同界面时腿部压力主观感受测试^[9,20-21,25]; 第二个实验是各

表 1 受试者一般资料

受试者序号	身高 (cm)	性别	年龄 (岁)	体重 (kg)	小腿长 (mm)	小腿腿肚外周长 (mm)
1	161	女	44	59	370	366
2	176	男	23	70	410	380
3	178	男	25	65	420	326
4	179	男	22	74	420	400

种界面时腿部压力分布测试^[7-8]。

实验一, 包括两个步骤, 步骤一针对现有物理样机的小腿部人机界面测试受试者在康复运动中转动角度、施力数值、角速度值以及腿部感受随着摆动次数的变化情况, 并测试了小腿采用不同发力部位时接触面的感受。方法是受试者每人进行 3 次实验, 由受试者进行主动模式的运动, 即由受试者施力给小腿夹持器, 克服机器人的输出阻力以带动末端杆摆动。步骤二是为了得到使受试者主观感受舒适的小腿夹持器下表面曲率, 同时考虑到易于加工, 通过制作平板与 4 种曲率圆弧面 (半径分别为: 95mm、80mm、70mm、60mm) 的石膏模型先后作为辅助设备替代原有小腿夹持器的下表面让受试者做主动运动, 记录受试者主观感受数据从而得到五种情况下使受试者主观感受不舒适的主动动力值以及受试者主观感受舒适的小腿夹持器下表面界面。

实验二, 由实验一得到使受试者主观感受不适的主动动力值, 利用比利时的 RSSCAN 公司的足底压力测试仪, 对受试者小腿上部施加该压力时采用上述 5 种小腿夹持器的下表面 (平面及 4 种曲率圆弧面) 测试受试者小腿下部压力分布情况。比利时的 RSSCAN 公司的足底压力测试仪测试受试者小腿部位受力分布情况。内置传感器大小为 0.5cm×0.5cm, 0.5m 的测力板装有 4096 个传感器, 最低感应力为 0.25N。可以在平地上进行测试, 采样频率可达 500Hz。由于设备的界面是平面, 为了测试小腿夹持器下表面为不同曲率时小腿压力分布情况, 本实验采用细棍组成上表面为不同曲面的辅助设备用以协助测试, 该辅助设备的制作方法是: 针对每一种曲率采用 720 小段口径为 5mm×5mm 塑料模型方管 (型号 C-207-50) 组成 24×30 的阵列, 阵列上表面近似构成所要圆弧面, 每一小段方管为一个测力单元, 近似为点受力, 如图 3 所示。测试平板受力情况时直接将受试者小腿置于的 RSSCAN 公司的足底压力测试仪表面上用于模拟, 然后对小腿上部施加压力。4 种曲率界面的测试是将所制作的辅助设备置于 RSSCAN 压力测试系统的表面上, 再把受试者小腿放在辅助设备上, 保持小腿距踝 100mm 处 (由实验一可知) 在辅助设备沿长度方向的中心, 再对小腿上部施加压力分析受力情况。

图3 辅助设备

1.3 数据分析处理

由于实验辅助设备制作有误差,实验后通过编程在 MATLAB 里实现对四种曲率原始数据的光顺处理。曲面光顺的方法采用高斯滤波的方法进行对数据的修整。其方程:

$$g_a(t) = \frac{1}{2\sqrt{\pi a}} \exp\left(-\frac{t^2}{4a}\right)$$

MATLAB 中输出 4 种曲率曲面光顺后云图,从中抽取一组比较有代表性的云图与相对应的平面原始云图进行对比。

2 结果

2.1 不同界面时腿部压力主观感受测试

2.1.1 现有小腿夹持器腿部受力及感受测试: 实验中记录了转动角度、施力数值及角速度值,共得 12 组数据,图 4 显示出其中一组数据的片段。同时记录受试者在训练中的感受: 往复运动次数在 3 至 7 次时,受试者感觉上、下部界面接触不舒服;往复运动次数在 35—42 次时,受试者感觉上部快粘带致使接触部位皮肤疼痛;52—58 次时,下部接触处肌肉发酸;75—78 次时,受试者感觉上部快粘带致使接触部位皮肤破损。本实验还测试了小腿夹持器置于受试者小腿不同部位时受试者的主观感受: 当置于踝后部时,受试者感觉省力但是跟腱疼痛;置于小腿肌肉最丰满处时感觉费力,肌肉酸;距踝 100mm 处时感觉较省力,酸痛感较轻。



图4 主动训练中:角度-力-速度

本实验统计了 12 组实验中瞬时主动力值,其中最大值为 147.304N,并求得均值为 101.557N。根据本次实验结果可得受试者做主动运动时瞬时主动力在抬腿过程中前 1/4 周期(往复 1 次为 1 个周期)处

于加速过程,最大瞬时主动力平均在 100N 左右;在回程中前 1/4 周期处于反向加速状态,最大瞬时主动力可达 60N 左右。实验表明:小腿夹持器采用目前的人机界面,受试者小腿出现皮肤磨破、肌肉酸痛等不良反应。

2.1.2 优化界面腿部压力主观感受测试: 反复测试中受试者主观感受不适时数据显示器显示主动力均在 120N 左右,说明采用本实验的小腿夹持器下表面较现有小腿夹持器受试者小腿受力情况有所改善。分别记录在五种情况中当数据显示器显示主动力值达到 120N 时受试者主观感受: 平板时受试者均感觉接触区域中部肌肉酸痛;曲率半径为 95mm 时受试者均感觉肌肉酸痛感较平板有所减轻;其中 3 名受试者对曲率半径为 80mm 和 70mm 的测试感觉较舒适,曲率半径为 60mm 时感觉接触区域腿有两侧受压感;另外一名当小腿夹持器下表面曲率半径为 80mm 时感觉仍有酸痛感,曲率半径 70mm 和 60mm 时主观感受是比较舒适。

2.2 优化界面腿部压力分布测试

MATLAB 中输出 4 种曲率曲面光顺后云图,由实验数据可知前三个受试者舒适曲率相同,最后一个受试者舒适曲率不同。从前三个受试者数据中挑出一组比较有代表性的云图与相对应的平面原始云图对比(见图 5,见前置彩色插页),四种曲率光顺后的统计结果与平面原始数据进行对比(见表 2)。

表2 数据统计结果对比

最大力(N)	较大压力(≥0.9N)	面积/总压力面积(%)
平板	1.5	19.20
曲率一(R=95mm)	1.24	3.09
曲率二(R=80mm)	0.75	0
曲率三(R=70mm)	0.97	0.95
曲率四(R=60mm)	1.01	1.77

平板和曲率一(R=95mm)对应的最大压力比较大,平板情况下,较大压力所占面积较大,说明压力分布不够均匀,压力较大的地方受试者主观感觉不舒服。曲率二(R=80mm)对应的最大压力数值最小,说明压力分布比较均匀,受试者主观感觉也较舒适。曲率四(R=60mm)对应的最大压力比曲率三和曲率二对应的最大压力大,说明压力分布不均匀,受试者腿部两侧有挤压感,主观感觉不舒服。

3 讨论

根据各种界面下的压力云图可知: 小腿夹持器下表面曲率半径比小腿围换算圆半径(将小腿截面近似作为圆,以 $L=2\pi R$,由圆周长计算半径 R)大 10—20mm 左右压力基本达到等压,受试者反馈也比较舒适。平板时较大压力所占面积较其他几个曲

面大,最大压力值也较大,受试者均主观感觉中部肌肉酸痛。而小腿夹持器下表面曲率半径比小腿围换算圆半径大 20mm 以上时受试者小腿局部压力较集中,受试者也主观反馈肌肉酸痛,小腿夹持器下表面曲率半径接近小腿围换算圆半径又使受试者感觉小腿两侧受压。因此,小腿夹持器下表面曲率半径比小腿围换算圆半径大 10—20mm 左右从实验角度来说是可以被采纳的。同时,由于实验条件有限,受试者太少,难以推断适用于所有人群的相关数据。

综上所述,小腿夹持器的下表面曲率半径应该比小腿围换算圆半径大 10—20mm 左右,具体设计时需参考用户人群的实际尺寸,根据人机工程学测量数据,分别按照男性和女性第 5 百分位,第 50 百分位和第 95 百分位的小腿围长数据并参照本实验所得结论将小腿夹持器设计为大、中、小三种型号以供选择。

虽然目前各种康复机器人不断涌现^[4-5],但是由于人机接口设计不足,使得穿戴费时、使用者穿戴后很不舒适,这是机器人在临床康复应用上受阻的重要原因之一。本研究对于康复机器人人机接口的探索设计提出了一种方法,对于康复机器人其他人机接口的研究设计提供了借鉴。

参考文献

- [1] Weinberg BA, Nikitzuk JA, Patel SA, et al. Design, Control and human testing of an active knee rehabilitation orthotic device [C]. IEEE International Conference on Robotics and Automation Roma, Italy, 2007,10(14):4126—4133.
- [2] Li Chao, Wang Dangxiao, Zhang Yuru. Experimental study on enlarged force bandwidth control of a knee rehabilitation robot [C]. Proc. of 2007 International Conference on Human Computer Interaction, HCIH, Beijing, China, 2007. 22—27.
- [3] Ken'ichi Koyanagi, Junji Fumsho, Ushio Ryut, et al. Development of rehabilitation system for the upper limbs in a nedo project[C]. Proceedings of the 1003 IEEE Interntioaal Conference on Robotics & Automation, 2003,3(14):4016—4022.
- [4] Caron, 2003 O. Caron, Effects of local fatigue of the lower limbs on postural control and postural stability in standing posture[J]. Neurosci Lett, 2003,340 (2):83—86.
- [5] Wolfgang P, Christian L, Bernhard S, et al. Intraarticular pressure distribution in the talocrural joint is related to lower leg muscle forces[J]. Clinical Biomechanics, 2007, 23(5): 623—639.
- [6] 侯来永,宋军,薛勇,等. 单侧膝关节骨性关节炎患者全膝关节置换术前膝关节屈伸肌力的等速测试研究[J]. 中国康复医学杂志, 2007, 22(6): 527—529.
- [7] 王西时,白瑞蒲. 人体小腿受冲击载荷时的动力响应[J]. 生物医学工程学杂志, 2000,17(2):155—158.
- [8] 贾晓红,张明,樊瑜波,等. 小腿截肢患者不同路况下膝关节动态载荷研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2005,22(2):221—224.
- [8] 陶澄,兰纯娜,何爱味,等. 人膝关节后交叉韧带重建后康复治疗生物力学研究 [J]. 中国康复医学杂志, 2007,22(7):602—604.
- [9] 郑桂芬,王玉,姜珂. 系统康复治疗膝关节功能障碍的疗效分析 [J]. 中国康复医学杂志, 2007,22(10):934—935.
- [10] 俞晓杰,吴毅,白玉龙,等. 等速向心和离心肌力训练治疗膝关节骨性关节炎患者的有效性研究[J]. 中国康复医学杂志, 2007,22(11):985—988.
- [11] 李森田,单淑兰,张达夫,等. 关节镜下松解结合康复训练治疗膝关节僵硬的疗效研究[J]. 中国康复医学杂志, 2008,23(2):174.
- [12] 贾晓红,李小兵,王人成. 小腿假肢对线对膝关节肌肉活动特性的影响[J]. 中国康复医学杂志, 2006, 21(12):1119—1122.
- [13] 冯和林,李增炎. 早期康复训练对前交叉韧带重建后愈合作用的研究进展[J]. 中国康复医学杂志, 2006,21(7):670—672.
- [14] 高凯,王予彬,王惠芳. 前交叉韧带损伤与重建术后的等速肌力评价[J]. 中国康复医学杂志, 2006,21(5): 467—469.
- [15] 李峰,文静,张蓉,等. 基于步态分析的击剑运动员膝损伤原因探讨[J]. 中国康复医学杂志, 2008,23(3):254—255.
- [16] 覃东,孙乐蓉. 创伤后膝关节功能障碍的系统康复治疗[J]. 中国康复医学杂志, 2008,23(2):173—174.
- [17] 成鹏,毕霞,郎海涛,等. 速度因素对躯干等速肌力测试影响的研究[J]. 中国康复医学杂志, 2004, 19(8):578—580.
- [18] 王人成,沈强,金德闻. 假肢智能膝关节研究进展[J]. 中国康复医学杂志, 2007,22(12):1093—1094.
- [19] 李放,张葱,胡永善. 闭链测定负荷对健康成人下肢位置觉的影响[J]. 中国康复医学杂志, 2007,22(10):930.
- [20] 王文清,徐振奇,泥志军. 强制性使用运动疗法对脑卒中患者下肢运动功能恢复的影响:2 例报告 [J]. 中国康复医学杂志, 2007,22(7):642—650.
- [21] 葛红卫. 运动训练促进缺血下肢血管新生、改善行走功能的研究进展[J]. 中国康复医学杂志, 2007,22(3):283—285.
- [22] 王传年. 综合疗法对膝关节骨性关节炎康复效果的观察[J]. 中国康复医学杂志, 2006,21(6):558.
- [23] 杨延硯,陈亚平. 膝关节粘连的基础研究及治疗进展[J]. 中国康复医学杂志, 2006,21(5):472—474.
- [24] 江晓峰,胡雪艳. 偏瘫步态膝关节角度分析[J]. 中国康复医学杂志, 2007,22(10):918—920.
- [25] 俞永林,任志伟,杨丰建,等. 运动训练结合玻璃酸钠治疗膝关节骨性关节炎患者关节功能改善分析 [J]. 中国康复医学杂志, 2007,22(6):535—537.