

感觉反馈对小腿截肢者行走和平衡功能影响的研究进展

袁丽¹ 胥方元^{1,2} 胥泽华¹

小腿截肢是通过外科手术去除足部和踝关节,留下部分胫骨和腓骨。迄今为止,已有大量的人群接受了下肢截肢手术,肢体的缺失给他们的日常生活带来巨大的不便和挑战,进而导致社会、心理等一系列问题。在下肢截肢人群中,以小腿截肢者居多。小腿截肢的主要原因有血管疾病、创伤、肿瘤和先天缺损。其中,血管疾病占据第一位,创伤占据第二位。不同原因导致的截肢也会影响术后功能的恢复。资料显示,创伤造成的小腿截肢的生理功能要优于糖尿病或血管性疾病造成的小腿截肢,并且残肢的敏感性低于后者^[1],创伤截肢者的站立平衡功能优于血管截肢患者^[2]。这些区别,除了疾病、年龄等因素的影响外,还有很大一部分来源于创伤截肢者的残肢感觉优于糖尿病等血管性、外周神经性截肢者。在创伤膝下截肢,关节运动觉已被证实不仅患侧严重受损,健肢的感觉阈值也明显高于正常人群的平均值。大部分的血管膝下截肢者的健肢也显示出严重的感觉缺损,足底触觉的缺失尤为明显^[3]。由于没有充足有效的感觉反馈来自截肢者双下肢感受器,行走变得困难和需要更多的认知补偿^[4]。如果我们对膝下截肢者人为地增加感觉输入和反馈调节,步态和平衡等生理功能将得到改善吗?怎样有效地增加感觉反馈?本综述的目的在于找出膝下截肢者感觉输入/反馈调节与平衡/步态的关系。

1 感觉和反馈的认识

感觉可以分为外感觉和内感觉。外感觉包括视觉、听觉、嗅觉、味觉和皮肤觉。内感觉分为运动觉、平衡觉和内脏觉。在行走和平衡调节过程中,中枢神经系统通过接收、分析和整合下肢肌肉和皮肤感受器传入的感觉信息,并使用“内部模式”^[5]来发出适当的运动命令,然后使机体作出有效的姿势和运动反应模式。感觉反馈分为两种类型,固有的和外在的。只有当器官的感觉通路正常工作时,固有的反馈才能被接收。固有反馈可以是内感受性的,比如针对本体感受等;也可以是外感受性的,比如针对视觉和听觉^[6]等。相反,机体如果要识别外反馈,必须有一些额外的外部机制来参与工作。在小腿截肢的情况下,正常的感觉通路已经被打破,

学者们正是研究利用机体的外反馈机制来使中枢神经系统识别信号,进行运动指挥。

2 人为减少感觉输入所致功能障碍

机体如果想要好的姿势控制,必须完成大量的感觉运动的相互作用过程。为了实现良好的步态,足底感受器需要接收大量的信息,产生反馈,为中枢控制提供关于力的加载、运动学、动力学、站立和行走时的足底压力分布的持续的信息。Nielsen等^[7]证实了这个观点,他们认为来自各种各样感受器的反馈可以帮助维持平衡、行走,以及使个体适应各种变化的外在环境。

足是人体和外界环境的第一个接触点,也是中枢神经系统获取外界信息的重要来源。足底皮肤传入反馈经皮质或经脊髓通路的中枢运动控制,然后在中枢神经系统的各个层面进行整合^[8],在调整和改变步态模式中,来自足底皮肤区域的大量感觉传入在针对步态时相进行的反射调整和站立期/摆动期的转换时间计算中起到了非常重要的作用^[9]。如果在正常的年轻人群中人为降低足底的感觉反馈,会产生什么样的影响呢?这将会为我们进一步认识与研究小腿截肢患者的感觉障碍提供更多的启示与帮助。

Nurse等^[10]使用冰的干扰来增加足底的皮肤感觉阈值。他们设定了3种感觉状态:全足冰刺激、前足冰刺激和后足冰刺激。在冰刺激之前和之后,采集和分析行走时足底压力分布和下肢肌肉激活模式的信息。结果显示,冰刺激后,不管是低频还是高频的振动觉,阈值均有增高。足底负载从不敏感区向敏感区转移,以及压力峰值、压力-时间积分以及压力中心参数变化明显。通过比较不同冰刺激模式下的不同步态周期的胫前肌、内侧腓肠肌、股直肌、股二头肌长头的肌肉活动,作者发现肌肉激活模式随着感觉输入的改变而改变。Hong等^[11]提出冰刺激导致的足底皮肤脱敏和行走过程中的姿势晃动有关。

Meyer等^[12]向足底皮肤注射麻醉剂来阻断皮肤觉的传入,但不影响本体觉和踝足的运动功能。他们发现,注射麻药后,人体会增加对“髌策略”的依赖来弥补减少的后部支撑

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2016.04.028

1 泸州医学院附属医院,646000; 2 通讯作者

作者简介:袁丽,女,硕士,技师; 收稿日期:2014-09-21

表面的平衡控制(在正常的保持人体直立的过程中,踝关节占据着主导地位,称之为踝策略;当较多的姿势控制因素来源于髌,取代踝时,称为髌策略)。同时,他们也提出,前后面的稳定性比内外侧的稳定更依赖于足底的皮肤传入觉。

3 膝下截肢者感觉缺失的代偿机制及影响

膝下截肢者不仅失去了部分运动功能系统,而且影响了感觉传送系统,因此,和正常人群相比,他们在日常生活和社交活动中会遇到很多限制。由于缺乏来自小腿皮肤和肌肉骨骼系统的正常感觉、足底皮肤觉、踝部和足的本体觉、自然的重心转移、踝关节的自由运动,膝下截肢者有必要调整步态补偿和适应机制。

传统的小腿假肢不能提供主动的踝关节运动和感觉反馈,因此膝下截肢者行走时会降低步长、步频、步速,患侧步长大于健侧,延长站立相,缩短摆动相,稳定性降低,产生更多的肌肉活动和更多的能量消耗。

大量的研究提出正常踝关节的缺失是导致膝下截肢者步态异常的主要因素。马鑫鑫等^[13]也认为,截肢者缺乏主动的踝跖屈和自然的踝关节运动导致了双腿的步态异常,例如不对称的步态周期、膝关节运动和增强的肌肉活动。Jason等^[14]提出,在自然行走中,主动的踝关节跖屈可以产生超过80%的机械功率,并且踝关节比髌关节和膝关节能够产生更多的功。看起来,假脚缺乏的主动的踝关节运动是步态异常和平衡性降低的主要原因,但是假脚缺乏皮质感觉也是一个重要的因素,而且这往往被忽略。

跖部的感觉可以提供关于脚底压力中心位置的信息,促进好的姿势的维持,避免异常步态。在行走中,因为假脚脚底没有皮质感觉的传入,即使在好的环境里,也对截肢者有较高的认知补偿要求^[15],他们需要更多的注意力集中,更多的外界信息提示。

研究证实,在下肢截肢人群中,压力中心会向健腿转移来获得更多的足底感觉^[16],以增加行走及站立稳定性,而这一转变将会引起其他症状,如下肢截肢者的腰痛和健腿痛症状往往归因于过多的健侧承重^[17]。Kozakova等^[18]发现膝下截肢者在各种站立情况下,健侧的负载多于患侧负载约17.8%—21.8%,然而正常行走的最大临界值是10%,当体重分布不对称比增加时,姿势的稳定性降低。他们还发现,在所有的站立调整情况下,假肢侧压力中心在内外侧方向上的摆动较健侧更大。同样的,压力中心的摆动速度在前后和内外侧方向上的摆动在假肢侧较大。Lenka等^[19]发现,和健全人群相比,单侧下肢截肢者在内外侧和前后方向上增加了压力中心的偏移,压力中心在前后和内外侧方向上的速度改变的均方根值增加。前后和内外侧方向上的控制是由多关节调节的,前后方向上的稳定性大部分是由踝关节调节的^[20]。

由于缺乏正常踝关节的感觉运动控制,假肢使用者在前后方向上减弱的稳定性非常明显。在静止站立时,单侧截肢者的双侧承重不平衡,还有将承重向健肢转移的倾向^[21]。Vrieling等^[22]研究在移动的平面上的平衡控制,发现在下肢截肢者中,不管是健侧还是假肢侧,前后轴方向上的地面反作用力都会较正常值偏大,压力中心在健侧改变比较多,假肢侧减少了压力中心的位移。他们还指出,有经验的单侧下肢截肢者通过增加活动和力在健肢上来获得更多的感觉运动输入来弥补踝策略的缺失。Vanicek等^[23]比较了膝下截肢者中易摔者和不易摔者平地行走的不同步态的生物力学,强调将体重转移到假肢侧,让双侧均匀受力是预防跌倒的好的因素,高度评价了假肢康复计划。

正常的神经肌肉控制和本体感觉反馈的缺失增加了截肢者和健全者步态周期的差别。足底压力的数量和肌肉激活模式可以通过将感觉反馈转移到足底需要的区域来进行调整。如果感觉反馈在足底的某一区域不充分,在站立时相,压力中心会转移到较敏感的区域。当感觉输入改变,肌肉激活模式也会受影响,可能导致在足部的力的负载的增加或减少。膝下截肢往往导致姿势不稳定,这些改变将导致动态踝关节肌肉相互作用的缺乏,以及来自本体感受器和足底压力感受器的感觉输入缺失。在膝下截肢者,质心的位置转移轻度的向上、向后,以及朝向健侧^[24]。为了维持姿势稳定性,膝下假肢使用者必须利用剩余的结构,以及调整姿势策略来代偿,因此在患侧,踝策略被不是那么高效的髌策略取代,在健侧踝关节上有更多的张力^[25]。在患侧发现的髌策略有效地增强了肢体的稳定性^[26]。来自下肢截肢远端接收器的感觉输入的缺失传入和传出神经通路的改变,它将会导致一个节段的皮质投射分布的重组。传入感觉的缺失首先是由增加视觉依赖补偿,但是随着时间的进展,视觉依赖会减弱。视觉依赖还是存在问题的,因为它会导致截肢者绊上障碍物,而那是应该被避免的。而且,视觉反馈不如躯体感觉反馈那么有效^[27]。没有充分的感觉反馈来自下肢接收器,行走变得缓慢和需要认知补偿。

Dumas等^[28]也提出假肢使用者至少一部分姿势重组的原因来自于患侧减少的反馈。他们提出这种反馈机制支持脚上的压力感觉,以及怎样被用来确定质心的方向和位置。这个理论被Dagmar等^[29]支持。他们认为将弱的姿势稳定性直接与假肢使用者不能从患侧获得本体感觉信息相关。下肢的感觉灵敏度,特别是弱的振动觉,已经成为膝下假肢使用者以前的跌倒经验和压力中心的前后偏移的一个可信的指示器^[30]。

Curtze等^[31]比较了单侧膝下截肢者和正常人群的平衡恢复机制。他们发现两组的运动学参数显示在反应时间和脚跟接触地面时相的膝关节弯曲角度有明显的差别。在截肢

组,当健侧先迈步时,时空参数的差别非常明显。当患侧先迈步时,他们反应更快,患侧足跟着地与健侧足跟着地的时间差值更短。另外,当假肢侧先迈步时,将会出现更长的步长,以及在脚跟着地时较小的膝关节弯曲角度。他们还发现,对于先迈哪条腿,截肢者没有特别的偏好。研究质心的动态稳定性发现,截肢组和对照组对于即将到来的下跌的恢复同样有效,不管先迈的是哪条腿。因此他们建议截肢者跌倒后的平衡恢复,双侧都应该加强,而且这个训练可以增加他们抗跌倒的信心。

4 感觉反馈在膝下截肢者的应用

视觉、听觉、前庭觉、认知系统以及运动控制系统的广泛参与在每天的稳定控制是不可或缺的。因为截肢,反馈和运动的匹配缺失了,因此,重组运动策略非常重要,这将会更新内部模式来产生适当的运动命令。如果我们给截肢者提供某种人为的感觉输入,更新控制系统的过程将会得到改善。我们可以使用机械压痕,神经电刺激或者经皮电刺激等等一系列手段来为截肢者提供人为的感觉反馈^[32]。

4.1 触觉振动反馈

Glaister发明了一种触觉振动反馈系统来帮助新近截肢者感受假脚在接触地面时的足底压力,用于改善术后下肢步态训练^[33]。作者在假脚底部放置多通道感受器,微处理器进行感觉输出的处理,然后与压力感受成比例的电压被释放到触觉振动刺激器,帮助衡量力的负载的水平 and 位置,然后躯体根据这些感觉反馈进行适当的姿势调节。但他们还没有完成人体测试实验。

Duclos等^[34]研究在14个单侧下肢截肢者的侧颈或髋部肌肉上施加30s的单侧振动,和18个正常人群进行对照,振动结束13min后,发现实验组和对照组的压力中心在内外侧平面上朝着振动侧移动,而且两条腿的承重趋于更加对称,压力中心移动的速度没有显著变化,表明肌肉振动可以改善平衡功能。一些也研究印证了内外侧不稳定和跌倒记录的密切相关性,同时作为截肢患者,以及健康老年人跌倒风险的最好的预测。Rusaw等^[35]认为振动反馈可以增加静态平衡时压力中心内外侧位移的振幅,在稳定极限测试实验中,减少重心的快速随意运动的反应时间,提示参与者应用振动反馈后,反应加快。

Fan等^[36]为下肢截肢者设计了一个触觉反馈系统。他们在足底的4个关键接触点放置压阻压力传感器,然后力学信息被传送到系统控制器,通过气动控制驱动4个相对性的气球制动器。气球制动器放置于大腿中部前、后、内侧、外侧的裤腿里,给使用者大腿皮肤提供触觉刺激。实验之前给予训练,让患者熟悉制动的级别与类型。经测试,利用本装置,截肢者可以准确地感受到各种各样的触觉刺激,并且系统的抗

干扰力准确率高达95.8%。

4.2 听觉反馈

计算正确的患肢承重对步态的恢复是非常必要的。截肢者应该在假肢侧获得更多的承重,因为它将会产生更快的速度和更好的功能恢复。然而,承重调节被证明很难通过普通的康复手段达到^[37]。Isakov^[38]发明了一种新的鞋垫装置(SmartStep),此装置含有一个可重复利用的聚氨酯鞋垫,一个无线的微处理控制器连接在踝关节处,鞋垫里装有感受器和专用软件。实验组接收来自SmartStep的听信号反馈,练习步态。结果显示,实验组可以增加7.9kg的承重在患侧,对照组只能增加0.7kg,差别明显,证实了SmartStep听觉反馈系统是可行的,可重复性高,误差小,得到了患者的推荐。

4.3 视觉-听觉反馈

截肢术后患者需要面对的一个比较大的挑战就是怎样学习维持平衡。Lee等^[39]设计了一个新的本体感觉神经肌肉促进的反馈系统来为膝下截肢患者改善平衡和足底感觉。他们在足底增加压力感受器来监测步态,微电脑控制器来处理信号并产生亚阈值的低剂量电刺激信号,当脚后跟着地和脚趾离地,地面反作用力超过设定的阈值时,视觉和听觉信号将会被触发。在单腿站立的实验期,结果显示,在电刺激后,站立总持续时间、质心轨迹追踪总范围、质心移动的最大距离以及质心的平均移动距离,均有改善。在动态平板试验中,双脚支撑时间、步频、单足支撑时间、站立相和摆动相在视-听反馈刺激后均显示改善。通过测试,作者宣布,本体感受的生物反馈在改善静态平衡和膝下截肢者步态的对称性是可行的。早在1996年,Dingwell等^[40]提出观点,通过测量单足站立时间、站立相比率、最大的足尖蹬地力量等参数作为步态非对称性的指标,发现,接受生物反馈之前,截肢者的非对称指标比正常人群高出4.6倍,在接受实时的视觉反馈训练后,步态的非对称性明显降低。但是这个设计并不完美,因为样本量很小。

Redd^[41]使用无线便携式感觉反馈系统来实时收集和處理步态信息,和Lee的设计非常相似,监测足后跟着地和脚趾离地,然后提供视觉、听觉、振动觉以及复合觉等校正反馈。本装置在调整步态异常方面显示了良好的效果,而且对没有经验的初截肢患者和户外使用显示出了较好的优越性。

5 小结

迄今为止,反馈系统在膝下截肢的应用尚未成熟,但是经证实是可行的,并且显示出较好的发展前景。

在各种感觉反馈中,听觉生物反馈可以通过蓝牙耳机或超声波麦克风给使用者传送信号,不会占大的空间,而视觉生物反馈需要一个屏幕显示,它不仅占空间并可能分散患者的注意力。所以,对于使用者来说,听觉信号似乎比视觉反

馈更敏感,更容易接受。在实验室环境中,电刺激也是一个不错的选择,刺激的数量可以更准确,治疗参数方便控制,很容易重复。

触觉反馈系统是个不错的选择,因为大脑可以通过触觉振动接口理解广泛的信息^[42],接受度比较好,准确率比较高。同时,我们也建议制动器能够质量更轻,体积更小,即使经过千万次使用后反应依然灵敏和精确。

在感觉反馈系统的帮助下,使用者对假肢的接受度和依从性将会得到大幅度的提高。当然,仅仅依靠感觉反馈是不够的,在现实环境中进行各种平衡活动时,为了保证假肢使用者的安全,我们也强烈建议肌肉力量训练和健肢控制的必要性。

为了发展好反馈系统,我们可以从精巧、可携带、高效益-成本比率、无线遥控等方面进行考虑,这些将有助于辅助康复锻炼和应用于日常生活。低成本包括低的材料和人工消耗,以及售价低廉。

为了实现假肢更好的功能,我们可以广泛利用工程学、电子学、材料学等等来改进假肢的微处理控制器,并且加入更多的角度传感器,温度传感器,湿度传感器或压力传感器,对使用者进行全方位的信息传送,让患者真正与假肢融为一体。也许在不久的将来,我们还可以突破难关,通过增加本体感觉反馈为假脚提供主动的踝背伸和跖屈,开发出真正的智能化假肢。

参考文献

- [1] Perry J, Boyd LA, Rao SS, et al. Prosthetic weight acceptance mechanics in transtibial amputees wearing the single axis, Seattle lite, and flex foot[J]. IEEE Trans Rehabil Eng, 1997,5:283—289.
- [2] Tekin L, Safaz Y, Gktepe AS, et al. Comparison of quality of life and functionality in patients with traumatic unilateral below knee amputation and salvage surgery[J]. Prosthetics and Orthotics International, 2009,33(1):17—24.
- [3] Kavounoudias A, Tremblay C, Gravel D, et al. Bilateral changes in somatosensory sensibility after unilateral below-knee amputation[J]. Arch Phys Med Rehabil, 2005,86(4): 633—640.
- [4] Wu TH,Wu XR,Zhang X,et al. Management of traumatic hemipelvectomy: an institutional experience on four consecutive cases[J]. Scandinavian Journal of Trauma, Resuscitation and Emergency Medicine,2013,21:64.
- [5] Sülzenbrück S, Heuer H. Type of visual feedback during practice influences the precision of the acquired internal model of a complex visuo-motor transformation[J]. Ergonomics ,2011,54(1): 34—46.
- [6] Suminski AJ,Tkach DC, Fagg AH,et al. Incorporating feedback from multiple sensory modalities enhances brain-machine interface control[J]. The Journal of Neuroscience,2010, 30(50): 16777—16787.
- [7] Nielsen JB, Sinkjaer T. Afferent feedback in the control of human gait[J]. Electromyogr Kinesiol, 2002,12(3):213—217.
- [8] Fallon JB, Bent LR, McNulty PA, et al. Evidence for strong synaptic coupling between single tactile afferents from the sole of the foot and motoneurons supplying leg muscles[J]. Neurophysiol,2005, 94:3795—3804.
- [9] Duysens J, Beerepoot VP, Veltink PH,et al. Proprioceptive perturbations of stability during gait[J]. Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology, 2008,38(6): 399—410.
- [10] Nurse MA, Nigg BM. The effect of changes in foot sensation on plantar pressure and muscle activity[J]. Clinical Biomechanics, 2001,16:719—727.
- [11] Hong SL,Manor B,Li L, et al. Stance and sensory feedback influence on postural dynamics[J]. Neuroscience Letters, 2007,423:104—108.
- [12] Meyer PF, Oddsson LI, De Luca CJ,et al. Reduced plantar sensitivity alters postural responses to lateral perturbations of balance[J].Exp Brain Res, 2003, 57:526—536.
- [13] 马鑫鑫,曹学军,杨平,等. 双小腿截肢者假肢辅助下行走能力的评价[J].中国康复理论与实践,2014,20(6):588—591.
- [14] Wilken Jason M, Sinitski EH,Bagg EA. The role of lower extremity joint powers in successful stair ambulation[J]. Gait & Posture, 2011, 34(1):142—144.
- [15] Abbud GA,Li KZ,DeMont RG, et al. Attentional requirements of walking according to the gait phase and onset of auditory stimuli[J]. Gait & Posture, 2009,30:227—232.
- [16] Major MJ,Twiste M,Kennev LP, et al. The effects of prosthetic ankle stiffness on ankle and knee kinematics, prosthetic limb loading, and net metabolic cost of trans-tibial amputee gait[J]. Clinical Biomechanics, 2014, 29(1):98—104.
- [17] Hagberg K, Branemark R. Consequences of non-vascular trans-femoral amputation: a survey of quality of life, prosthetic use and problems[J]. Prosthet Orthot Int, 2001,25: 186—194.
- [18] Dagmar Kozakova et al. Assessment of postural stability in patients with a trans-tibial amputation with various times of prosthesis use[J].Acta Univ Palacki Olomuc Gymn, 2009,39(3):51—59.
- [19] P Lenka,D N Tiberwala. Effect of Stump Length on Postural Steadiness During Quiet Stance in Unilateral Trans-Tibial Amputee[J].Al Ameen Journal of Medical Sciences, 2010, 3(1):50.
- [20] Gage WH, Winter DA, Frank JS, et al. Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet

- standing[J]. *Gait Posture*,2004,19(2):124—132.
- [21] Rougier PR, Bergeau J. Biomechanical analysis of postural control of persons with transtibial or transfemoral amputation[J]. *Am Phys Med Rehabil*, 2009,88(11):896—903.
- [22] Vrieling AH, van Keeken HG, Schoppen T, et al. Balance control on a moving platform in unilateral lower limb amputees[J]. *Gait & Posture*, 2008,28:222—228.
- [23] Vanicek N, Strike S, McNaughton L, et al. Gait patterns in transtibial amputee fallers vs. non-fallers: Biomechanical differences during level walking[J]. *Gait & Posture*,2009,29: 415—420.
- [24] Gauthier-Gagnon C, Gravel D, St-Amand H, et al. Changes in ground reaction forces during prosthetic training of people with transfemoral amputations: A pilot study[J]. *Journal of Prosthetics & Orthotics*,2000,12(3):72—76.
- [25] Buckley JG, O'Driscoll D, Bennett SJ. Postural sway and active balance performance in highly active lower-limb amputees[J]. *Am J Phys Med Rehabil*,2002,81(1):13—20.
- [26] Barnett CT, Vanicek N, Polman RC. Postural responses during volitional and perturbed dynamic balance tasks in new lower limb amputees: A longitudinal study[J]. *Gait & Posture*, 2013, 37(3):319—325.
- [27] Quai TM, Brauer SG, Nitz JC. Somatosensation, circulation and stance balance in elderly dysvascular transtibial amputees[J]. *Clin Rehabil*, 2005,19(6): 668—676.
- [28] Dumas R, Cheze L, Frossard L. Loading applied on prosthetic knee of transfemoral amputee: Comparison of inverse dynamics and direct measurements[J]. *Gait & Posture*, 2009, 30(4), 560—562.
- [29] Dagmar Kozáková et al. Assessment of postural stability in patients with a transtibial amputation with various times of prosthesis use[J]. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis Gymnica*, 2009, 39(3): 51.
- [30] Quai TM, Brauer SG, Nitz JC. Somatosensation, circulation and stance balance in elderly dysvascular transtibial amputees[J]. *Clin Rehabil*,2005,19(6): 668—676.
- [31] Curtze C, Hof AL, Otten B, et al. Balance recovery after an evoked forward fall in unilateral transtibial amputees[J]. *Gait & Posture*,2010,32: 336—341.
- [32] Antfolk C, Balkenius C, Rosen B, et al. Smarthand tactile display: a new concept for providing sensory feedback in hand prostheses[J]. *Plast Surg Hand Surg*, 2010,44:50—53.
- [33] Brian Glaister. A prosthesis to train the proprioceptive capabilities of the residual limb of military personnel recovering from lower limb amputation[J]. *Cadence Biomedical Seattle, WA 98103*. September 2012.
- [34] Duclos C, Roll R, Kavounoudias A, et al. Vibration-induced post-effects: A means to improve postural asymmetry in lower leg amputees[J]? *Gait & Posture*,2007,26: 595—602.
- [35] David Rusaw, Hagberg K, Nolan L, et al. Can vibratory feedback be used to improve postural stability in persons with transtibial limb loss[J]. *JRRD*, 2012,49(8):1239—1253.
- [36] Fan RE, Culjat MO, King CH, et al. A haptic feedback system for lower-limb prostheses[J]. *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 2008,16(3): 270—277.
- [37] Ventura JD, Klute GK, Neptune RR. The effects of prosthetic ankle dorsiflexion and energy return on below-knee amputee leg loading[J]. *Clinical biomechanics*, 2011, 26(3): 298—303.
- [38] E. Isakov. Gait rehabilitation: a new biofeedback device for monitoring and enhancing weight-bearing over the affected lower limb[J]. *Eura Medicophys*, 2007,43:21—26.
- [39] Ming Yih Lee et al. Design of a new biofeedback proprioceptive neuromuscular facilitation system for below-knee amputees[J]. *Biomed Eng Appl Basis Comm*, 2006, 18: 190—197.
- [40] Dingwell JB, Davis BL, Frazier DM. Use of an instrumented treadmill for real-time gait symmetry evaluation and feedback in normal and trans-tibial amputee subjects[J]. *Prosthetics and Orthotics International*,1996,20:101—110.
- [41] Redd CB, Bamberg SJ. A wireless sensory feedback system for real-time gait modification. J 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS Boston[J], Massachusetts USA, August 30 - September 3, 2011.
- [42] Goodworth AD, Wall C 3rd, Peterka RJ. Influence of feedback parameters on performance of a vibrotactile balance prosthesis[J]. *J IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*,2009,17(4): 397—408.