

· 临床研究 ·

评估功能性电刺激治疗截瘫患者行走效率的三维重心动态图

明东 万柏坤 胡勇 梁智仁

【摘要】目的 研究功能性电刺激(functional electrical stimulation, FES)治疗截瘫患者行走效率的评估方法。方法 介绍一种用三维重心动态图来评估 FES 治疗截瘫患者行走效率的新方法。其主要构件是一套基于标准步行器的测试系统,该系统可以实时获得上肢支撑力数据,通过一套截瘫上躯干力学模型转化为三维重心动态图来显示重心运动轨迹,从而客观定量地评估出用身体平衡状况表征的 FES 行走效率。结果 静态标定显示系统测试精确度好于 1.01%,非线性度小于 0.8%,交互干扰小于 3.2%。相关测试结果来自正在接受 FES 行走训练的截瘫患者。结论 初步表明该方法可以用于:(1)FES 治疗截瘫患者行走效率的评估;(2)患者自我训练的平衡控制指导;(3)作为反馈信号选择一种有效的 FES 模式和阵列,同时也证实新方法在行走能力评估方面有很好的临床应用前景。

【关键词】 功能性电刺激; 截瘫; 三维重心动态图; 步行器; 上躯干力学模型

3-D center of gravity mapping: a new method for assessment of FES-assisted paraplegic walking efficiency

MING Dong*, WAN Bai-kun, HU Yong, LIANG Zhi-ren. *Department of Biomedical Engineering and Scientific Instruments, Tianjin University, Tianjin 300072, China

【Abstract】 Objective To explore a new method for assessing the walking efficiency of the paraplegic patients assisted by functional electrical stimulation (FES). Methods The measurement system based on a standard walker was developed. During FES-assisted walking of the paraplegic, the real-time of the upper limb support were obtained and transformed into a 3-D center of gravity (CG) motion map with a paraplegic upper body mechanical model to describe the CG motion locus. Then the FES efficiency indicated by walking balance condition was assessed objectively and quantitatively. Results In this design, the pilot study of a paraplegic patient undergoing walking training with FES showed that the force accuracy was better than 1.01%, nonlinearity was less than 0.8%, and crosstalk was less than 3.2%. Conclusion The results showed that this system may be used as 1) an evaluation index of FES-assisted paraplegic walking efficiency, 2) a balance control indicator during FES-assisted paraplegic walking training and 3) a feed-back signal to choose an efficient FES pattern and sequence.

【Key words】 Functional electrical stimulation; Paraplegic; 3-D CG motion map; Walker; Upper body mechanical model

我国每年究竟有多少脊柱脊髓损伤导致截瘫的病例,目前尚缺乏确切的统计^[1]。而有关调查显示,美国截瘫事故的发生率介于每百万人 28~55 例间,每年的新增病例有 1 万人之多^[2]。若按此比率计算,全世界每年的新增病例当在 30 万以上。截瘫患者已经成为“一个亟需关注和照顾的特殊社会群体”^[3]。在截瘫患者行走能力恢复方面,功能性电刺激(functional electrical stimulation, FES)技术被普遍认为是一种有效的临床方法。另外,还有很多证据显示 FES 在改善截瘫患者体质和促进健康方面也有良好的效果^[4]。美国联邦健康与公共服务署已经确认 FES 为“一种在改善残疾人健康前景和功能独立方面有明显健康促进和

疾病预防作用的方法”^[3]。

各类行走用 FES 程序本质上都是利用安装在体表或植入体内的电极发出的短暂电脉冲来刺激肌肉收缩,从而产生腿部运动^[5]。其所能提供的行走效率与具体使用的电极数目、摆放位置和阵列有关。另外, FES 康复程序中的辅助装置,如交互式步态矫形器(reciprocating gait orthosis, RGO)等,也会给截瘫患者的行走效率带来不同的影响。因此,如何准确评估这些不同 FES 程序所产生的行走效率已经成为目前临床亟待解决的研究课题。

一般说来, FES 治疗截瘫患者行走效率可以从患者的步速、能量消耗、直立平衡状况以及在行走方向的推进力大小来考虑^[6]。而以往的 FES 评估研究对于行走过程中的直立平衡状况涉及甚少^[7-9]。实际上平衡问题对 FES 系统的研究开发更有帮助,特别是在截

作者单位:300072 天津,天津大学生物医学工程与科学仪器系(明东、万柏坤);香港大学骨科学系(明东、胡勇、梁智仁)

瘫患者行走过程中,它直接决定了运动的不稳定点和附加支持需要。因此平衡状况的测量对于 FES 的程序化刺激模式和刺激的自动闭环控制的评估和再设计是很有裨益的^[10]。截至目前,对于 FES 治疗截瘫患者行走过程的平衡状况还没有一个定量、快速、客观的评估系统应用于临床。

本文提出的三维重心动态图方法是通过一套基于标准步行器的三维动态测力系统,结合一个可以描述重心轨迹的三维上躯干力学模型来实现的。三维重心动态图可以用来实时显示 FES 治疗截瘫患者行走时的重心平衡状况,从而量化 FES 对患者行走平衡的帮助水平,对 FES 的有效性做出客观的评估。研究中有相关的系统校准和临床测试结果也验证了本方法在 FES 治疗截瘫患者行走评估方面的应用前景。

材料与方法

一、步行器测力系统

在测量过程中,要求系统测得总共 6 个未知量,即步行器每只手柄各 x, y, z 3 个方向分量。因此需要在一架标准两轮步行器两侧框架梁各安装 6 套应力应变片电桥(图 1)。为便于分析,这 12 套电桥被分别安排于步行器框架梁在每个方向分量力作用下取得最大变形值的位置。具体而言,对垂直分量力敏感的两套电桥安装在框架梁弯管的内外两侧处(B_1 和 B_4, B_7 和 B_{10}),对水平分量力敏感的两套电桥安装在框架梁弯管的左右两侧处(B_2 和 B_5, B_8 和 B_{11}),对纵向分量力敏感的两套电桥安装在框架梁支腿的前后两侧处(B_3 和 B_6, B_9 和 B_{12})。在测力系统的开发中,针对单一方向力采用两套电桥的设计属于一种冗余测量。但这其中

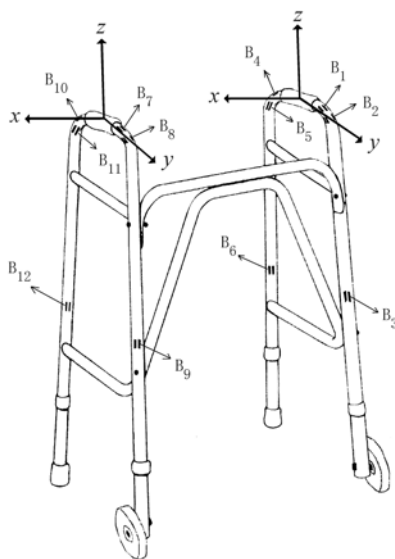


图 1 步行器测力系统仪器化示意图
注: $B_1 \sim B_{12}$ 为电桥

冗余的一套电桥对于减少被测力的非线性和交互干扰是非常必要的。

本研究中步行器测力系统所用敏感元件是日本 Tokyo Sokki Kenkyujo 公司生产的 350Ω , FLA-2 系列应力应变片。从长期稳定性考虑,应变片粘贴采用的是环氧类而非氰基丙烯酸酯类粘合剂。应变片采用弯曲模式。应力应变片电桥的电压信号经隔离放大,数模转换后进入计算机中进行处理储存。信号的电压输出范围大致在 $\pm 3 \text{ V}$ 的范围内。系统的采样率可通过计算机调整,本研究中采用的一般是 20 Hz 。

二、校准

1. 静态标定:对步行器测力系统进行静态标定的是一套可对步行器手柄单侧施加定向负载的多轴框架。该框架包含一个用以减少摩擦损失的滑车系统。标定过程中,负载沿着各分量力方向被逐步施加到步行器手柄上。系统灵敏度系数矩阵与输出电压、已知施加负载的线性关系可以用下公式表示:

$$[V] = [SM][F] \quad (1)$$

(1) 中 $[V]$ 是代表输出电压的列向量, $[F]$ 是代表施加负载的列向量,灵敏度系数矩阵 $[SM]$ 把这二者联系起来。灵敏度系数矩阵也可表示为:

$$[SM] = [F_{1x}/V_{1x}, F_{1y}/V_{1y}, \dots, F_{1z}/V_{1z}] \quad (2)$$

(2) 中 $F_{1x}/V_{1x}, F_{1y}/V_{1y}, F_{1z}/V_{1z}$ 分别是左手 x, y, z 方向分量力作用下灵敏度系数列向量, $F_{2x}/V_{2x}, F_{2y}/V_{2y}, F_{2z}/V_{2z}$ 是右手 x, y, z 方向分量力作用下灵敏度系数列向量。故施加到手柄上的合力矢量可以从以下公式中解得:

$$[F] = [SM]^{-1}[V] \quad (3)$$

2. 非线性校验:系统的非线性校验也是运用多轴框架和一系列标准重量来进行的。单方向分量力被施加到步行器手柄上。 x, y 和 z 向量程范围分别是 20, 20 和 40 kg, 单次 5 kg 的负重砝码从 0 到满量程逐步增加,再逐步递减至 0。这样介于 0 和满量程之间,每个等值测试点都会有加载和卸载的两个测量值。这二者之间的差值取最大,代入如下公式就可以得到非线性误差:

$$E_1 = \left| \frac{D_{\max}}{F_{\text{full}}} \right| \times 100\% \quad (4)$$

(4) 中 $D_{\max}$ 是测量到的加载卸载的最大差值, F_{full} 是量程范围。

3. 交叉干扰测试:在系统的交叉干扰测试过程中,当每个单方向分量力被施加到步行器手柄上时,根据测得的电信号输出值和标定后的系统灵敏度系数矩阵,在其它 5 个分量方向上都可以计算出相应的伪输出力。交叉干扰误差就可以按照以下公式来计算:

$$CT_{i-j} = \left| \frac{F_i}{F_j} \right| \times 100\% \quad (5)$$

(5) 中 F_i 是系统在 i 方向上的伪输出, F_j 是施加在 j 方向上的测试分量。

4. 力学精度检测: 系统力学精度的检测是依靠分别施加于 8 个方向的负载来进行的。这 8 个方向是按照已建立起的笛卡尔直角坐标系的三坐标轴对全部实验空间来划分的。前面用到的一系列标准重量被作为参考负载。运用多轴框架将参考负载分别按这 8 个方向加载到步行器手柄上。通过校准公式, 相应的电压信号会转化为每个手柄上的力输出 F_x , F_y 和 F_z 。

任意方向的力输出幅值大小可以按照以下公式来计算:

$$F_r = \sqrt{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2} \quad (6)$$

步行器测试系统的力学精度误差可以按照下式计算:

$$E_f = \left| \frac{F_r - F_{lc}}{F_{lc}} \right| \times 100\% \quad (7)$$

(7) 中 F_{lc} 是标准重量施加的参考负载。

三、三维重心动态图

众所周知, 截瘫患者最主要的病征就是下肢自主功能的丧失。这也意味着其受损平面以下的身体部分始终处于一种较为僵直、被动的状态, 特别是支具的携带更把下肢联为一个相对固定的整体。FES 行走虽然可以产生简单的腿部运动, 但并没有改变这个基本现实。有鉴于此, 一种简化的截瘫患者上躯干力学模型被建立起来。在这个模型里, 截瘫患者的上躯干运动可以被认为是按照一种类似铰链连接的方式固定在其腰部。这样, 在整个 FES 支持下的稳定行走过程中, 患者的上躯干于本质上就是处在这样一种铰链的运动平衡状态。而这种平衡是由局部体重和双手支撑力共同维系的(图 2)。因此, 根据相应的铰链力学平衡条件和矢量解析知识, 患者在自体的相对坐标系的重心位置就可以按照以下公式解得:

$$\begin{aligned} X &= \frac{F_x}{\sqrt{F_x^2 + F_y^2 + (F_z - G)^2}} \\ Y &= \frac{F_y}{\sqrt{F_x^2 + F_y^2 + (F_z - G)^2}} \\ Z &= \frac{F_z - G}{\sqrt{F_x^2 + F_y^2 + (F_z - G)^2}} \end{aligned} \quad (8)$$

其中, x, y, z 分别是重心在相对坐标系中的坐标值, F_x, F_y, F_z 分别是双手支撑力在 x, y, z 三个方向上的合力分量, G 是腰部以上躯干重量, 可以按照患者体重的比例得到。

这样在截瘫患者行走过程中, 结合这个模型依靠步行器测力系统所获得的双手支撑力变化, 就可以描述出表征重心运动轨迹及身体平衡状况的三维重心动态图。

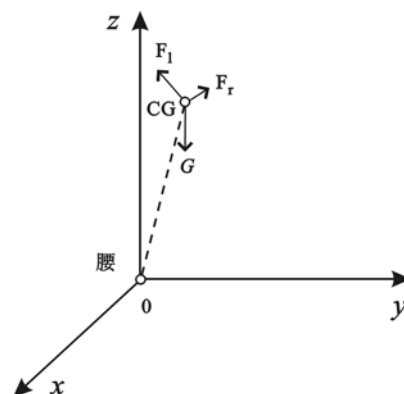


图 2 截瘫患者上躯干力学模型

四、临床测试

为验证本系统在行走评估的临床应用价值, 1 例成年截瘫患者作为志愿者接受了相关 FES 行走评估测试。研究募集测试对象的要求是脊髓损伤引起的截瘫以及没有心血管病史。在具体的测试过程中, 全部测试程序首先由技术人员和医护人员逐一解释给受试者听, 并征得同意。本研究使用的仪器化步行器与普通步行器在使用上并无不同。受试者在进行正常的 FES 行走训练过程中, 测力系统就可以把采集到的数据记录到计算机中。在每次数据采集前, 步行器测力系统还需要先供电 30 min 以保持仪器的温度稳定性。受试者每次均接受不少于 3 次的重复测试。

结 果

根据对步行器测力系统静态标定的结果, 可以分别计算出系统的非线性误差、交互干扰和 8 个方向力学精度。表 1 给出的是系统非线性误差值, 最大的非线性误差出现在左手的左右向分量力方向上, 为 2.901%, 最小的非线性误差出现在左手的前后向分量力方向上, 为 0.615%。表 2 给出的是系统交互干扰值, 最大的交互干扰出现在施加左手上下向分量力时对右手上下向分量力的干扰, 为 3.188%, 其次为施加右手上下向分量力时对左手上下向分量力的干扰, 为 3.034%。表 3 给出的是系统 8 个方向力学精度值, 最大的力学精度误差出现于 $(-F_x, -F_y, +F_z)$ 这个方向空间里, 为 1.01%。

图 3 给出的是受试者 FES 行走的测试结果实例。图 3a 是步行器测力系统得到的全部 12 信道的应力应变片电桥输出信号。图 3b, 3c, 3d 分别是经过灵敏度系数矩阵转换得到的施加到步行器手柄上水平、纵向和垂直分量力, 坐标系的选择与图 1 一致。水平分量力以右向为正, 左向为负, 可以看出右手测得的基本都为正向力(右向力), 最大值约为 6 kg 左右; 左手测得的基本都为负向力(左向力), 最大值约为 4 kg 左右。

纵向分量力以前向为正,后向为负,可以看出左右手测得的基本都为正向力(前向力),左手最大值约为 4 kg 左右,右手最大值约为 4.5 kg 左右。垂直分量力以上向为正,下向为负,可以看出左右手测得的基本都为负向力(下向力),左手最大值约为 25 kg 左右,右手最大值约为 35 kg 左右。图 3e 是根据得到的步行器手柄支撑力的情况,结合截瘫患者上躯干力学模型,绘制出的三维重心动态图。坐标单位为根据重心到腰部长度归一化的结果。从图中可以看出受试者在坐标系(0, 0, 1)点附近,偏 y 正向曲线最为密集,而主要动态范围则倾向于 x 负向和 y 正向。也就是受试者右前方, x 向最大范围为 $-0.3 \sim 0.1$, y 向最大范围为 $-0.05 \sim 0.15$, z 向最大范围为 $0.93 \sim 1$ 。

表 1 步行器测力系统的非线性误差

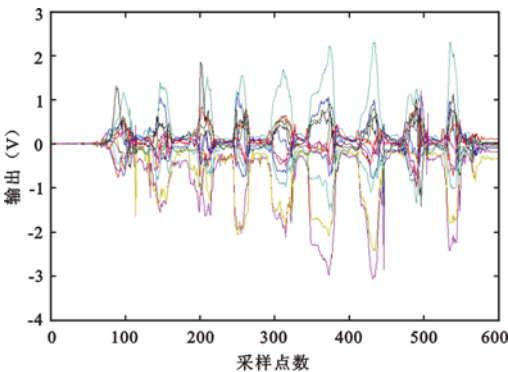
统计值	F_{lx}	F_{ly}	F_{lz}	F_{rx}	F_{ry}	F_{rz}
量程(kg)	20	20	80	20	20	80
最大差值	0.580	0.123	0.976	0.533	0.576	0.847
非线性误差(%)	2.901	0.615	1.221	2.665	2.882	1.059

表 2 步行器测力系统的交互干扰

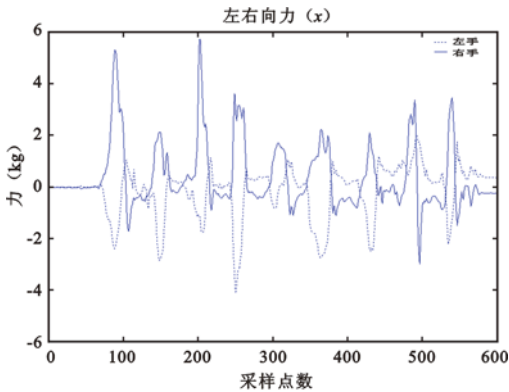
加力方向	交互干扰(%)					
	F_{lx}	F_{ly}	F_{lz}	F_{rx}	F_{ry}	F_{rz}
F_{lx}	-	1.005	1.502	1.304	1.227	2.058
F_{ly}	1.212	-	2.118	0.983	2.379	1.855
F_{lz}	1.503	0.872	-	2.538	1.836	3.188
F_{rx}	2.410	1.090	2.268	-	1.480	1.570
F_{ry}	1.770	1.929	1.338	0.448	-	1.771
F_{rz}	2.455	1.778	3.034	1.156	1.173	-

表 3 步行器测力系统的 8 个方向力学精度

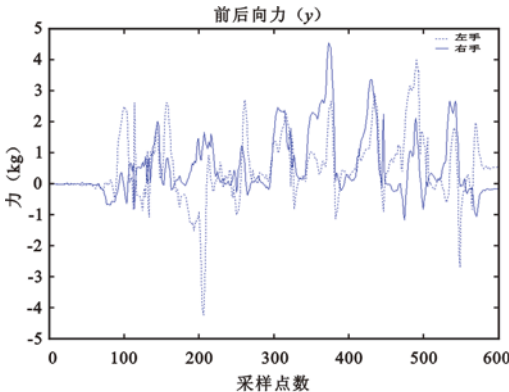
加力方向	左			右		
	F_r (kg)	F_{lc} (kg)	精度(%)	F_r (kg)	F_{lc} (kg)	精度(%)
$-F_x, -F_y, -F_z$	42.0	41.783	0.52	41.8	41.725	0.18
$-F_x, -F_y, +F_z$	46.8	46.332	1.01	39.8	40.048	0.62
$+F_x, -F_y, -F_z$	40.4	40.607	0.51	40.5	40.630	0.32
$+F_x, -F_y, +F_z$	43.1	42.707	0.92	44.6	44.312	0.65
$-F_x, +F_y, -F_z$	39.7	39.784	0.21	41.2	41.003	0.48
$-F_x, +F_y, +F_z$	44.3	43.935	0.83	45.8	45.351	0.99
$+F_x, +F_y, -F_z$	31.1	31.231	0.42	31.2	31.322	0.39
$+F_x, +F_y, +F_z$	45.2	44.868	0.74	45.6	45.220	0.84



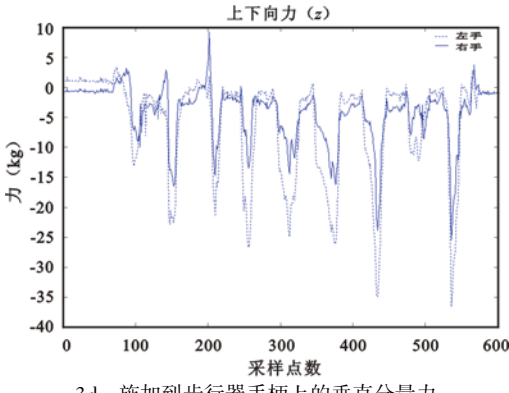
3a 步行器测力系统得到的 12 信道输出原始数据



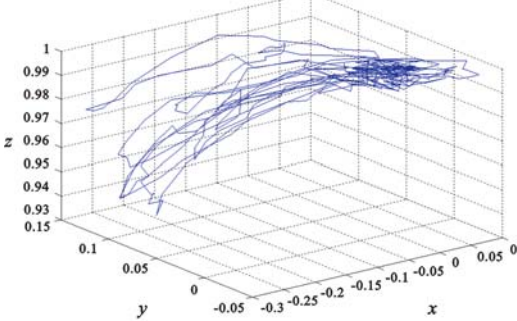
3b 施加到步行器手柄上的水平分量力



3c 施加到步行器手柄上的纵向分量力



3d 施加到步行器手柄上的垂直分量力



3e 三维重心动态图

图 3 受试者 FES 行走的动态图测试结果实例

讨 论

目前对于 FES 支持下截瘫患者的行走效率的评估

问题和平衡状况的监测研究开展得还十分有限。有鉴于此,本文设计开发出了一套基于标准步行器的测力系统,可以在截瘫患者正常的 FES 行走训练过程中,实时采集上肢支撑力的动态变化情况。并根据截瘫患者的临床现实,提出了一种简化的上躯干力学模型。结合该模型与测力系统获得的力学信息,就可以描绘出表征重心运动轨迹及身体平衡状况的三维重心动态图。

在步行器测力系统的设计开发过程中,12 套应力应变片电桥的摆放位置是由对步行器框架的力学分析结果所决定的。步行器框架在不同的方向分量力作用下会产生不同的形变效果,因此各电桥被安排在相关力学分量作用下步行器框架的最大形变位置,以取得最可靠的结果。

从理论上讲,一套应力应变片电桥的输出信号与对应的某一方向分量力应呈线性关系。但实际上,这种线性关系并不理想,而且不同分量力之间会产生较大交互干扰。为了解决这个问题,我们在设计中采用了一套“冗余-优化”方法。其优势在于:(1)通过增大有效信息量的方法最大程度地减轻了输出关系的非线性化;(2)将不同信道的输出之间建立起联系,产生了一个综合平衡结果,减少了方向分量力之间的交互干扰。本研究在步行器同侧框架梁的相对位置又增加了一套电桥作为冗余测量。冗余测量的信息可以有效补充电桥输出因各种偶然因素,如支撑腿短暂离地,所带来的非线性化。另外,这两套电桥(即主要电桥,灵敏度权重值较高)和其他十套电桥(即参考电桥,灵敏度权重值较低)在此方向校准过程中会被视为一个整体来考虑。校准后,系统的原始灵敏度系数矩阵 $[SM]$ 将是一个 12×6 的超定矩阵,而非 6×6 的方阵。再对 $[SM]$ 进行转置求 $[SM]^{-1}$ 的时候,实际上也就是针对一个超定方程优化求解过程,最终得到的就是一个平衡了所有信息的优化结果,这也大大减少了各方向力之间的交互干扰。校准结果显示本系统的测力精确度大于 1.01% ,非线性度小于 0.8% ,交互干扰小于 3.2% 。

系统的初始化测量对于准确测量结果的获取是十分必要的。因为受到温度、湿度等外界环境的影响,应力应变片电桥的输出即使在空载时也不会维持一个固定值。因此在每次正式测试之前,必须要进行系统初始化,得到当时、当地空载的系统输出值。在后续进行数据处理过程中,正式测量值要减去空载值以消除环境影响,正确反映行走过程中力的变化。

三维重心动态图是针对截瘫患者 FES 支持下行走平衡状况提出的一个新评价指标。它可以通过步行器测力系统实时监测到的患者上肢力变化情况模拟出其重心的动态变化,表征出其行走的平衡能力。动态图所依据的截瘫患者上躯干力学模型是对临床现实的

一种简化仿真,实现了从力学平衡到空间平衡的转化。动态图中模型对患者重心的定位是一种量化的趋势,患者也可以利用这种实时的趋势显示,用以指导自己在 FES 训练中的自我平衡控制,这对于截瘫的临床康复是很有意义的。从文中给出的 1 例受试者三维重心动态图来看,坐标系 $(0,0,1)$ 点附近偏 y 正向曲线最为密集,说明行走过程中受试者直立的自然姿态最常见。而总体的重心运动轨迹是偏右的(左右最大范围比为 $1:3$),这就说明受试者在运动中有微小的失衡,在 FES 的调节过程中,右腿的刺激应该着重加强,而患者也可在训练过程中通过上肢力对步态进行有意识的自我矫正,以减少严重失衡和倾倒的危险。

相关测试结果表明,基于步行器测力系统的三维重心动态图方法可以用于:(1)FES 治疗截瘫患者行走效率评估。通过对不同 FES 和辅助设备使用下的动态图比较,确定出相应的量化平衡状况,用以评估其行走效率。(2)FES 治疗截瘫患者训练的自我平衡控制指导。通过实时的动态图监督显示,指导患者在 FES 行走训练中运用上肢力来进行有意识的自我纠正,防止在行走过程中可能出现的严重失衡乃至倾倒危险。(3)作为反馈信号选择一种有效的 FES 模式和阵列。通过动态图提供的平衡位置信号,与 FES 系统形成闭环反馈网络,自动进行模式和阵列的选择,以控制平衡的行走过程。

致谢:本研究由香港 S. K. Yee Medical Foundation Grant (202206) 和 Seed Funding for Basic Research of the University of Hong Kong (2002) 共同支持,在此表示感谢。

参 考 文 献

- 1 张光铂. 我国脊柱脊髓损伤基础研究、临床、康复的现状与展望. 中国康复医学杂志, 2002, 17: 201-202.
- 2 The National SCI Statistical Center. Facts and figures at a glance. Birmingham: University of Alabama, 1999. 1-3.
- 3 Phillips WT, Kiratli BJ, Sarkarati M, et al. Effect of spinal cord injury on the heart and cardiovascular fitness. Curr Probl Cardiol, 1998, 23: 641-716.
- 4 Fall M. Advantages and pitfalls of functional electrical stimulation. Acta Obstet Gynecol Scand Suppl, 1998, 168: 16-21.
- 5 Popovic MR, Curt A, Keller T, et al. Functional electrical stimulation for grasping and walking: indications and limitations. Spinal Cord, 2001, 39: 403-412.
- 6 Karenik T, Kralj A. Stability and energy criteria in healthy and paraplegic subject gait. Artif Organs, 1997, 21: 191-194.
- 7 Agarwal S, Kobetic R, et al. Functional electrical stimulation for walking in paraplegia: 17-year follow-up of 2 cases. J Spinal Cord Med, 2003, 26: 86-91.
- 8 Gfoehler M, Angeli T, Eberharter T, et al. Test bed with force-measuring crank for static and dynamic investigations on cycling by means of

functional electrical stimulation. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2001, 9:169-180.

- 9 Gfoehler M, Angeli T. Functional electrical stimulation for walking in paraplegia: 17-year follow-up of 2 cases. J Spinal Cord Med, 2003, 26:86-91.

- 10 Gillette JC, Quick NE, Abbas JJ. Center of pressure measures to assess standing performance. Biomed Sci Instrum, 2002, 38: 239-244.

(修回日期:2004-02-23)

(本文编辑:熊芝兰)

· 短篇论著 ·

微波治疗毛细支气管炎患者 62 例疗效观察

胡庆梅 朱义杰 马继龙 何玲

2003 年 1~8 月,我院采用微波治疗毛细支气管炎患儿 62 例,疗效显著。报道如下。

一、资料与方法

2003 年 1~8 月,我院共收治毛细支气管炎患儿 132 例,均经临床确诊^[1],所有患者均有咳嗽、喘憋以及肺部干、湿啰音等症状,且经胸片检查,发现有毛细支气管炎性病变。随机将 132 例患儿分为治疗组和对照组。其中治疗组患儿 62 例,男 37 例,女 25 例;年龄 <3 个月者 11 例,3~6 个月 29 例,6 个月~1 岁 22 例;病程 1~3 d 者 29 例,>3 d 者 33 例;其中 41 例患儿有发热症状;病原学检查阴性 4 例,呼吸道合胞病毒抗体阳性 23 例,腺病毒抗体阳性 15 例,肺炎支原体抗体 IgM 阳性 12 例,肺炎支原体抗体 IgM 与 IgG 均呈阳性 8 例。对照组患儿 70 例,男 36 例,女 34 例;年龄 <3 个月 16 例,3~6 个月 34 例,6 个月~1 岁 20 例;病程 1~3 d 者 23 例,>3 d 者 47 例;其中 39 例患儿有发热症状;病原学检查阴性 4 例,呼吸道合胞病毒抗体阳性 24 例,腺病毒抗体阳性 17 例,肺炎支原体抗体 IgM 阳性 15 例,肺炎支原体抗体 IgM 和 IgG 均呈阳性 10 例。两组患者在性别、年龄、病程、症状和病原学检查等方面差异均无显著性意义($P>0.05$)。

两组均根据病原学检查结果选择抗感染药物治疗和毛细支气管炎常规治疗。治疗组在以上治疗方法的基础上,另采用南京产 MTC-3 脉冲式微波儿童肺炎治疗仪治疗,治疗时先以海绵垫置于辐射器与照射双肺俞穴皮肤之间,取功率 10 W,频率 50 Hz,脉冲幅度 10~480 ms,辐照患儿背部,每日 1 次,每次 20 min,7 d 为 1 个疗程,1 个疗程结束后评定疗效。

疗效评定:显效——临床症状消失,肺部体征消失,胸片示炎症完全吸收;好转——临床症状减轻,肺部体征好转,胸片示炎症部分吸收;无效——临床症状、肺部体征无好转或加重,胸片示炎症无好转或加重。

统计学分析采用 χ^2 检验。

二、结果

1 个疗程结束后,两组疗效情况见表 1。

表 1 两组患儿疗效比较(例)

组别	n	显效	好转	无效	有效率
治疗组	62	56	5	1	98.4*
对照组	70	14	38	18	74.3

注:与对照组比较,* $P<0.01$

三、讨论

呼吸道合胞病毒感染是毛细支气管炎的主要病因。发病季节不仅在秋末冬初,夏季发病也较以往有所上升,病因除了呼吸道合胞病毒外,腺病毒感染、肺炎支原体感染也有上升趋势,特别是肺炎支原体感染近几年在毛细支气管炎的病因中仅次于合胞病毒感染。本文所研究的病例发病年龄均在 1 岁以内,肺炎支原体感染者占 34.1%。毛细支气管炎发病机制中,气道对炎症的超敏反应导致支气管痉挛而引起的通气功能障碍是非常重要的因素。治疗毛细支气管炎应以改善通气功能,纠正低氧血症为主。祖国医学认为肺俞穴为背俞穴,脏腑经气输于背部,当肺脏发生病变时,如咳嗽、喘憋、气促、痰多等就可同时取其背俞“肺俞”治疗,可起到祛风散寒、化痰止咳、活血化瘀的作用^[2]。

微波是一种高频电磁波,透入组织较深,可达 3~7 cm^[3]。采用微波照射肺俞穴可激发经气,疏通经络,调整体内阴阳的平衡和气血的运行,还可改善脏腑的功能。在毛细支气管炎的治疗中改善肺循环及肺泡的换气功能尤为重要。微波的热效应可使局部血管扩张,解除支气管痉挛,改善气道通气功能,防止呼吸道堵塞。其次,由于血管的扩张,可增加血流速度和组织细胞膜的通透性,促进局部组织的营养代谢^[4],有利于病灶的修复。同时微波还可以加强白细胞的吞噬作用,增加机体的免疫功能,促进机体新陈代谢,对炎症有抑制作用,并可促进炎症的吸收。另外,微波的非热效应可通过电磁场影响组织的分子结构,使组织能量瞬间增大,起到杀灭细菌和病毒的作用。微波的热效应和非热效应互相协同,可解除支气管平滑肌痉挛,改善肺部通气功能和微循环,从而促进肺部炎症吸收。可见,微波治疗毛细支气管炎具有疗效显著、安全无创、操作简单、费用较低等优点,值得临床推广。

参 考 文 献

- 王慕逖,主编.儿科学.第 5 版.北京:人民卫生出版社,2001.277.
- 南京中医学院,主编.针灸学.上海:上海技术出版社,1979.182.
- 李维堂,庞立波.微波治疗椎动脉型颈椎病疗效观察.中华物理医学与康复杂志,2003,25:756.
- 郭新娜.微波治疗肛门直肠周围脓肿 35 例.中华物理医学与康复杂志,2002,24:686.

(收稿日期:2004-01-24)

(本文编辑:阮仕衡)