

人体动态和静态地面反力检测系统的研制*

邓晓楠¹ 王人成¹

摘要 目的: 研制一种集成检测动态行走和静态站立的地面反力分析系统。方法: 设计三维测力台检测地面反力, 开发数据采集、计算和分析的专用计算机软件。结果: 利用该系统不仅可以检测行走过程中三个方向的地面反力, 而且可以检测站立时压力中心曲线, 计算其动摇长度、面积等特征值。结论: 在测试常规行走的三维测力台上增加测试平衡能力的功能, 可以丰富设备的功能, 提高设备的利用率。

关键词 三维测力台; 地面反力; 压力中心

中图分类号: R496, R318 文献标识码: A 文章编号: 1001-1242(2006)-11-1019-03

Development of a system for detecting and analyzing of dynamic and static ground reaction forces when walking or standing/DENG Xiaonan, WANG Rencheng//Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2006, 21 (11): 1019—1021

Abstract Objective: To develop a detecting and analyzing system of dynamic and static ground reaction forces when walking or standing. **Method:** A 3-D force platform for detecting the ground reaction forces and a special software for data acquisition, calculation and analysis were developed. **Result:** Using this system, the ground reaction forces in three directions during walking and the trace of center of pressure (COP) oscillation during standing on the platform can be detected. Some characteristic parameters such as the length and area of the trace of COP oscillation can also be obtained. **Conclusion:** After being added body balance test function, the conventional 3-D force platform equipment becomes much more functional and the application scope is extended.

Author's address Division of Intelligent and Biomechanical System, State Key Laboratory of Tribology, Tsinghua University, Beijing, 100084

Key words 3-D force platform; ground reaction forces; center of pressure

人体步态分析是医学临床进行运动功能诊断和康复评定的重要手段^[1], 地面反力的检测是其组成部分之一, 在人体动力学的研究中有很重要的地位。对人站立或行走时足底与承重面之间的压力进行检测和分析, 可以获得反映人体下肢的结构、功能乃至全身的协调性等方面的信息^[2-4]。本文介绍了一种既可以检测人行走过程中三维地面反力, 又可以检测人站立时压力中心(center of pressure, COP)轨迹对动态地面反力进行检测、分析和评价的系统。

1 系统组成

系统组成如图 1 所示, 硬件部分把人对地面的压力转换成电信号输入给计算机, 软件部分是对数据进行采集和分析。硬件采用机电一体化的集成结构, 与外界相连的只有一根 USB 电缆线和一根交流电源线^[5]。

地面反力检测平台由两块三维测力台构成。其外形设计成与通用机房地板匹配的尺寸, 这样就可以快速方便地采用机房地板来做步道, 三维测力台就像其中的一块地板一样, 安装和拆卸都非常方便。

力传感器采用三分量力传感器, 弹性体由一整块金属加工而成。调理电路由电源模块、放大滤波模块、模数转换模块组成, 调理电路全部嵌在测力台中, 引线少, 抗干扰能力强。

软件功能包括数据采集与处理、数据管理、图形显示、数据分析和结果打印。测试时先录入受试者信息, 然后选择动态行走测试或静态站立平衡测试, 以及设置采集时间和采样频率等。测试过程中在屏幕上显示地面反力的变化曲线, 测试结束后保存测试数据, 点击数据分析就能得到计算结果。

2 计算方法

2.1 力-时间曲线

受试者行走测试中通过两块测力台各自均匀分布在四个角上的三维力传感器(图 2), 可以将 Z(上下)、X(左右)、Y(前后)三个方向的力-时间曲线通

* 基金项目: 国家自然科学基金资助项目(30370684), 国家“九五”攻关计划(96-920-20-14)

1 清华大学摩擦学国家重点实验室智能与生物机械分室, 北京, 100084

作者简介: 邓晓楠, 男, 硕士研究生

收稿日期: 2006-05-08

过公式(1)计算并显示出来。并能自动计算出 Z 方向受力曲线三个极值点 Fz_1, Fz_2, Fz_3 , X 和 Y 方向受力曲线正负两个峰值 Fx_1, Fx_2 和 Fy_1, Fy_2 。

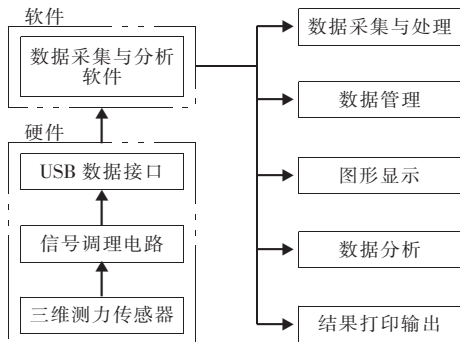


图 1 系统组成框图

图 2 三维测力台传感器布置示意图

$$\begin{aligned} Fx_i &= \sum_{j=1}^4 Fx_{ij} \\ Fy_i &= \sum_{j=1}^4 Fy_{ij} \quad (i=1,2 \quad j=1,2,3,4) \\ Fz_i &= \sum_{j=1}^4 Fz_{ij} \end{aligned} \quad (1)$$

式中 i 表示测力台序号 j 表示传感器序号。

计算上述三个方向上的力在额状面和矢状面上的合力,就得到行走过程的力矢量图。采用周期图法可以计算力-时间曲线的功率谱密度,用其可以考察信号在不同频率下的能量分布。

2.2 COP 轨迹

ZMP(零力矩点)为 Z 方向力对 X 轴 Y 轴力矩均为零的点,当人体行走处于动态平衡时,ZMP 与 COP(x,y)是重合的^[6]。行走测试时如采用图 2 所示两个测力台,COP 在水平面上投影的坐标(x,y)可由公式(2)计算。静态站立测试时 COP 轨迹计算方法与公式(2)一致,区别是只用一个测力台。

$$\begin{cases} x = \frac{\frac{L_2}{2} \left[\sum_{i=1}^2 \left(\sum_{j=1}^4 Fz_{ij} \right) - \sum_{i=1}^2 \left(\sum_{j=3}^4 Fz_{ij} \right) \right]}{\sum_{i=1}^2 \left(\sum_{j=1}^4 Fz_{ij} \right)} \\ y = \frac{L_1 (Fz_{21} + Fz_{24} - Fz_{12} - Fz_{13}) + \frac{d}{2} \left[\sum_{i=1}^2 \left(\sum_{j=1}^4 (-1)^j Fz_{ij} \right) \right]}{\sum_{i=1}^2 \left(\sum_{j=1}^4 Fz_{ij} \right)} \end{cases} \quad (2)$$

2.3 COP 动摇参数

COP 动摇轨迹的总长度

$$L = \sum_{i=1}^{n-1} \sqrt{(x_i - x_{i+1})^2 + (y_i - y_{i+1})^2} \quad (3)$$

式中 n 为采样点数量。

X、Y 方向长度

$$L_x = \sum_{i=1}^{n-1} \sqrt{(x_i - x_{i+1})^2} \quad (4)$$

$$L_y = \sum_{i=1}^{n-1} \sqrt{(y_i - y_{i+1})^2}$$

X、Y 方向上的最大动摇径

$$D_x = x_{\max} - x_{\min} \quad (5)$$

$$D_y = y_{\max} - y_{\min}$$

2.4 COP 轨迹包络面积

本系统采用连通域搜索算法计算包络面积:COP 轨迹在以 Dx, Dy 为边长的矩形区域内(面积记为 S_1),以白色作为显示图像的底色,并标记曲线颜色的红绿蓝彩色值(RGB 值)。以矩形左上角为起点开始搜索轨迹包络线以外的连通区域(面积记为 S_2),当被访问的点为白色时则为可以通过的区域,反之则为不能通过的区域。顺次访问每一个点,将每个点出发的路径都找出来就可得到整个连通区域。则包络面积为:

$$S = S_1 - S_2 \quad (6)$$

COP 轨迹以及包络区域如图 3 所示。

单位面积轨迹长度

$$l = L/S \quad (7)$$

闭眼和睁眼包络面积比

$$k_s = S_c/S_o \quad (8)$$

其中, S_c 和 S_o 分别为闭眼和睁眼站立测试所得的包络面积。

图 3 COP 轨迹及其包络面积

3 实验结果与讨论

3.1 站立测试

图 4 所示是两名受试者行走测试的三维地面反力曲线,为了便于分析,纵坐标进行了归一化处理,为受试者体重的百分比。

健康测试者左右足受力曲线基本对称(图 4a)。Z 方向受力具有明显的双峰特征,以左足受力为例:

当左足跟着地且右足趾离地后, 左足 Z 方向受力出现第一个极大值, 为体重的 125% 左右; 左足完全放平且右足到达左足平行位置时左足 Z 方向受力出现一极小值, 为体重的 80% 左右; 右足跟着地且左足趾离地前左足 Z 方向数据出现第二个极大值, 为体重的 125% 左右。 Y 方向受力曲线最大峰值为体重的 15% 左右。 X 方向受力曲线最大峰值约为体重的 5%。

脑梗死患者左右足受力曲线都不对称(图 4b)。患者左侧为健侧, Z 方向受力曲线具有双峰特征, 两个极大值与健康测试者接近, 极小值大于健康测试者极小值; Y 方向受力曲线中足趾离地过程的力大于足跟着地过程的力; X 方向受力曲线接近正常人 X 方向受力曲线。患者右侧为患侧, Z 方向受力曲线不具备双峰特征, 曲线的极大值与极小值均在体重的 100% 左右; Y 方向受力曲线有一波动出现, 足趾

离地过程的力小于足跟着地过程的力; X 方向受力曲线接近正常人的 X 方向受力曲线。

对比健康受试者和患者行走测试的 COP 轨迹, 健康受试者左右基本对称且轨迹平滑; 患者 COP 偏向健侧, 患侧单足支撑时有波动。正常人功率谱能量集中在 0—6Hz, 患者的健侧功率谱能量集中在 0—6Hz, 患侧功率谱能量集中在 0—10Hz。

3.2 站立测试

从 COP 轨迹来看, 健康受试者(图 5a)的范围比较集中在一个小的区域, 患者(图 5b)的区域比较大, 从表 1 中更能清楚地看出这个特点。

表 1 的数据显示, 健康受试者和患者睁眼测试时得到的动摇曲线特征参数均小于闭眼的数值, 说明睁眼比闭眼时的平衡能力强。健康受试者闭眼和睁眼测试得到的动摇曲线特征参数均小于患者相应的数值, 说明患者的平衡能力低。

a b
图 4 三维地面反力曲线

a b
图 5 COP 轨迹曲线

表 1 站立测试人体平衡功能参数表

测试	COP 动摇轨迹总长度(L)(mm)	X 方向长度(L _x)(mm)	Y 方向长度(L _y)(mm)	X 方向上的最大动摇径(D _x)(mm)	Y 方向上的最大动摇径(D _y)(mm)	包围面积(S)(mm ²)	单位面积轨迹长度(l)(mm)	闭眼和睁眼包围面积比(K _s)
健康者	闭眼	980.18	656.07	605.40	34.31	42.09	404.10	2.43
	睁眼	849.74	525.64	555.94	31.96	32.38	311.41	2.73
患者	闭眼	3090.47	1967.03	1979.98	214.30	180.23	4134.60	0.75
	睁眼	2396.79	1539.70	1488.03	71.66	65.28	1505.48	1.59

4 结论

本文介绍了一种集成动测试态行走和静态站立的人体三维地面反力检测分析系统, 在测试常规行走的三维测力台上增加测试平衡能力的功能, 可以丰富设备的功能, 提高设备的利用率。初步的临床实验表明, 利用该系统不仅可以检测行走过程中三个方向的地面反力, 而且可以检测站立时 COP 轨迹, 并计算其轨迹长度、面积等特征值, 为医学临床进行人体运动功能评定及相关疾病的诊断提供工具。

致谢: 感谢国家自然科学基金(人体运动功能康复评定方法的研究, 编号 30370684)、国家“九五”攻关计划(低成本人体运动功能康复评定系统, 编号 96-920-20-14), 以及首都医科大学宣武医院对本研究的资助和大力支持。

参考文献

- [1] 华超. 低成本矢状面人体步态分析系统的研究[D]. 北京: 清华大学精密仪器与机械学系, 2004.
- [2] 张潇, 卢世璧. 人体步态分析子系统—测力台系统及其临床应用[J]. 中国生物医学工程学报, 1998, 17(4): 358—366.
- [3] 伍少玲, 燕铁斌. 脑卒中患者姿势控制能力评定研究[J]. 中国康复医学杂志, 2003, 18(8): 510—512.
- [4] 燕铁斌. 重视国人平衡功能的研究 [J]. 中国康复医学杂志, 2003, 18(8): 452.
- [5] 王人成, 金德闻, 张济川, 等. 一种应变式三维测力平台[P]. 中国专利: ZL200420059643.5, 2005.
- [6] 林玳珂, 刘莉, 赵建东, 等. 双足步行机器人的 ZMP-COP 检测及研究[J]. 机器人, 2004, 26(4): 368—379.