

基于足底压力采集系统和压力中心的人体稳态判定方法

崔建超, 杜巧玲

(吉林大学 电子科学与工程学院, 长春 130012)

摘要: 设计一种可穿戴的无线足底压力采集系统, 并提出基于人体足底压力中心(CoP)的人体稳定状态判定方法. 首先, 使用该系统采集人体站立和行走时稳定和临界失稳状态下足底压力数据; 其次, 通过足底压力信息获取人体稳定行走状态下CoP活动轨迹的区域和边界; 最后, 采集当前时刻的CoP, 通过对当前时刻CoP与人体最大稳定CoP的轨迹区域及边界范围进行对比, 实现对人体行走过程的稳定状态判定. 结果表明, 设计的可穿戴式无线足底压力采集系统具有可穿戴性, 方便测量人体足底压力数据, 实验验证了基于足底压力采集系统和压力中心的人体稳态判定方法有效.

关键词: 运动稳定性; 足底压力; 足底压力采集系统; 压力中心; 稳态判定

中图分类号: O59 **文献标志码:** A **文章编号:** 1671-5489(2024)03-0728-06

Judgment Method of Human Steady State Based on Plantar Pressure Acquisition System and Center of Pressure

CUI Jianchao, DU Qiaoling

(College of Electronic Science and Engineering, Jilin University, Changchun 130012, China)

Abstract: We designed a wearable wireless plantar pressure acquisition system and proposed a method for determining the stable state of the human body based on the center of pressure (CoP) of the human body. Firstly, the system was used to collect the plantar pressure data in the stable and critical instability states when the human body was standing and walking. Secondly, the area and boundary of the movement locus of the center of pressure in the stable walking state of the human body were obtained through the plantar pressure information. Finally, the CoP at the current moment was collected, and by comparing the trajectory area and boundary range of the CoP at the current moment with the maximum stable CoP of the human body, the stable state judgment of the human walking process was achieved. The results show that the designed wearable wireless plantar pressure acquisition system is wearable and convenient for measuring human plantar pressure data. The experimental verification shows that the human body steady state judgment method based on plantar pressure acquisition system and center of pressure is effective.

Keywords: motion stability; plantar pressure; plantar pressure acquisition system; center of pressure; steady state determination

收稿日期: 2023-03-08.

第一作者简介: 崔建超(1995—), 男, 汉族, 硕士研究生, 从事双足机器人稳态行走控制的研究, E-mail: 2854599006@qq.com.

通信作者简介: 杜巧玲(1978—), 女, 汉族, 博士, 教授, 从事机器人导航和路径规划的研究, E-mail: duql@jlu.edu.cn.

基金项目: 吉林省科技发展计划项目(批准号: 20240302038).

双足直立行走是人类最基础的运动形式, 人体通过复杂的全身协调控制实现稳定行走. 作为人体行走支撑的双足, 在维持身体稳定行走的过程中发挥着重要作用^[1]. 足底压力是足部与其支撑表面之间的作用力^[2], 人体运动过程中的协调控制均体现在足底压力的变化上, 因此可用多种传感器放置方法^[3-5]采集足底压力信息, 并将这些足底压力信息应用于临床和人体运动状态的记录和检测^[6-9]. 一些疾病导致的肢体运动障碍, 使患病群体难以像健康人群一样持续维持身体的稳定运动^[10], 这种运动稳定性差异人眼很难观察到. 如何发现人体运动的非稳定状态已引起人们广泛关注. 人体平衡调整体现在人体足底压力中心(center of pressure, CoP)的不断移动上^[11], 通过采集人体在站立和运动时的足底压力数据, 研究 CoP 的位置变化可分析人体稳态调节能力及判定人体运动稳定状态. 因此, 本文研究基于足底 CoP 的人体稳定状态判定条件.

文献[12-14]对人的某些静态和行走时的足底压力区域分布等足底压力特征进行了研究, 其数据来源仅为足底几个特定点位的压力数据, 该研究方式使实验结果的准确度取决于传感器放置位置的准确性, 传感器数量不足将导致足底 CoP 等足底压力特征的计算结果出现误差. 测力板^[15-16]是精确测量足底压力的设备, 但设备价格昂贵且不适合运动测试. 本文通过增加压力传感器的密度和数量, 设计一种可测量全足底压力的无线可穿戴足底压力采集系统. 该系统具有无线传输功能, 可实现在一定区域内的无线足底压力采集. 该系统的传感器配置也使 CoP 计算结果更准确可靠. 基于无线可穿戴足底压力采集系统, 提出一种基于足底 CoP 的人体稳态判定方法. 先采集人体不同站立和迈步姿态下的足底压力信息, 处理后得到人体稳定行走时的 CoP 轨迹区域; 再根据所得轨迹区域判定人体状态的稳定性, 从而实现对人体行走过程的稳定状态判定.

1 基于 CoP 的稳态判定方法

CoP 是人在站立和行走状态下, 脚下支撑面对脚反作用力的合力位置. 只要是以足部为人体支撑的状态, CoP 的位置一定保持在足部与支撑面接触的范围内. 人体通过不断动态调节以维持身体的稳定状态, 使双足 CoP 位置不断变化. 人体在行走过程中不执行大幅度额外肢体动作的情况下, 维持身体稳定的调节能力有一定限度, 因此 CoP 位置的变化也会保持在一定区域内, 该区域即为人体行走稳定的 CoP 轨迹区域. 在区域边界和边界外的一定范围内, 对应人体需执行额外动作才能继续保持身体稳定而不发生倾倒的失稳临界状态. 因此足底 CoP 位于该区域边界内时为身体的稳定状态, CoP 位于区域边界外一定范围时为临界失稳状态, 否则为失稳状态.

1.1 CoP 的计算

CoP 位置由传感器的坐标以及当前时刻传感器的压力采样值计算得到. 足底压力采集系统的压力传感阵列的传感器编号在坐标系 xoy 中的位置如图 1 所示. 压力采集系统采样足底压力数据并以数据帧的格式传送到处理单元. 设 $P_{(1,2,\dots,35)} = \{p_1, p_2, \dots, p_{35}\}$ 为数据帧中右足足底压力传感阵列的采样数据, $P_{(36,37,\dots,70)} = \{p_{36}, p_{37}, \dots, p_{70}\}$ 为数据帧中左足足底压力传感阵列的采样数据. 计算右脚 CoP 坐标 $R(x, y)$ 的表达式为

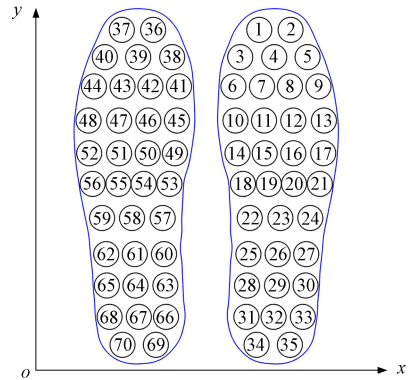


图 1 足底压力传感阵列的传感器中心坐标点及传感器编号

Fig. 1 Sensor center coordinate point and sensor number of plantar pressure sensing array

$$\begin{cases} x = \sum_{i=1}^{35} x_i P_i / \left(\sum_{i=1}^{35} P_i \right), \\ y = \sum_{i=1}^{35} y_i P_i / \left(\sum_{i=1}^{35} P_i \right), \end{cases} \quad (1)$$

计算左脚 CoP 坐标 $L(x, y)$ 的表达式为

$$\begin{cases} x = \sum_{i=36}^{70} x_i P_i / \left(\sum_{i=36}^{70} P_i \right), \\ y = \sum_{i=36}^{70} y_i P_i / \left(\sum_{i=36}^{70} P_i \right), \end{cases} \quad (2)$$

其中 x_i 为传感器横坐标, y_i 为传感器纵坐标, P_i 为对应传感器的采样值.

1.2 临界失稳状态判定的约束条件

本文定义人体保持行走稳定时对应的 CoP 区域为稳定 CoP 区域, 区域边界上的 CoP 点为人体失稳临界点, 与某一采样时刻 CoP 距离最近的临界点为该时刻的临界失稳参考点. 足底 CoP 位置变化在一定程度上体现人体的运动幅度和趋势, 而某一时刻 CoP 和该时刻的临界失稳参考点之间的距离则反映人体当前状态与稳定状态边界的接近程度, 为量化这种接近程度, 定义它们之间的欧氏距离为 D_r , 定义稳定 CoP 区域左右两侧边界上, 与该时刻 CoP 在 y 轴方向上高度相等或相近的 x 轴方向上两个失稳临界点的欧氏距离为 D_{\max} . D_r 和 D_{\max} 由 $D = \sqrt{(x - x')^2 + (y - y')^2}$ 计算得到.

由 $\Phi = (D_r / D_{\max}) \times 100\%$ 计算 D_r 和 D_{\max} 的比例系数 Φ . 设置人体临界失稳状态判定的约束条件 η . 当 $\Phi \leq \eta$, 且该时刻 CoP 位于稳定 CoP 区域外时, 可判定人体处在临界失稳状态. 计算 D_r 时, (x, y) 为当前时刻的 CoP 坐标, (x', y') 为该时刻的临界失稳参考点; 计算 D_{\max} 时, (x, y) 和 (x', y') 为稳定 CoP 边界上 x 轴方向两个失稳临界点的坐标.

2 足底压力采集系统

以薄膜压敏电阻(FSR)为压力测量单元的可穿戴式足底压力采集系统如图 2 所示, 其中图 2(A) 为足底压力采集系统的系统框图, 图 2(B)~(D)分别为各模块的实物图.

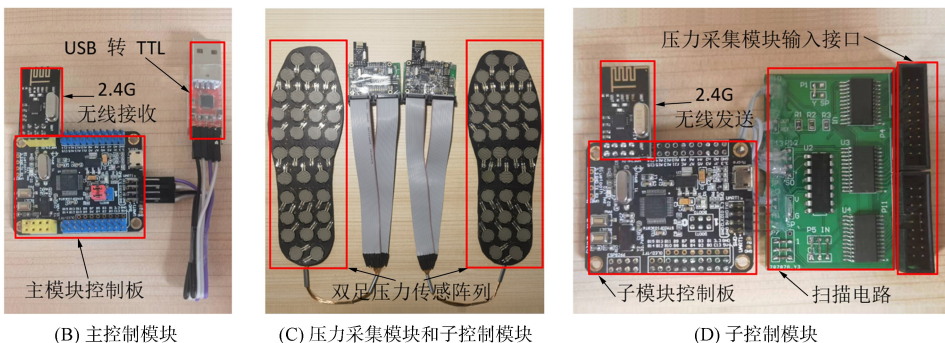
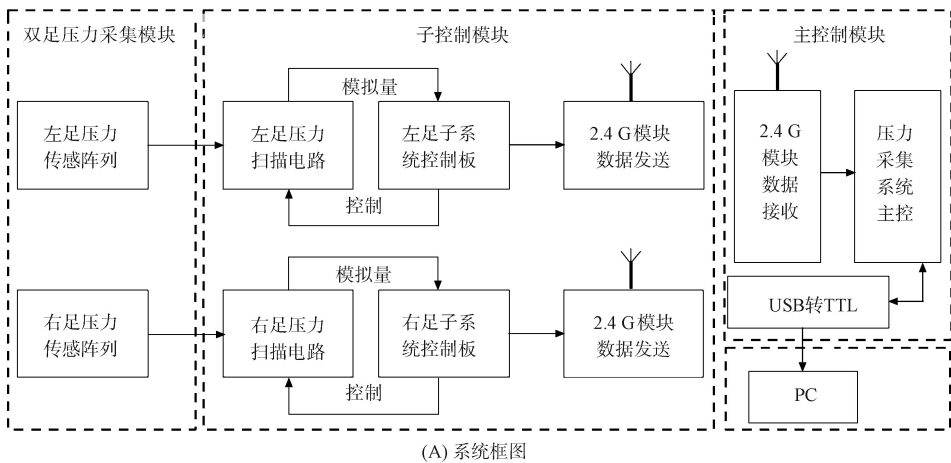


图 2 足底压力采集系统的系统框图(A)和实物图(B),(C),(D)

Fig. 2 System block diagram (A) and physical diagram (B), (C), (D) of plantar pressure acquisition system

整个系统由 3 个模块组成, 其中足底压力采集模块的左右双足的压力采集阵列相同, 均以厚度为

3 mm 的鞋垫形橡胶为基板, 并分别在对应的相同位置装配了 35 个 FSR 传感器. 主控制模块和子控制模块均由单片机最小系统板和相应的扩展接口电路组成. 子控制模块的功能是通过控制扫描电路实现对单足传感器阵列的选通, 并使用主控芯片的片上 ADC(analog to digital converter)外设对输入模拟量进行模数转换, 完成一次全阵列扫描及转换后将数据打包通过 2.4 G 无线模块发送给主控制模块. 主控制模块的功能是先对 2 个子控制模块发送的数据进行完整性校验, 再将数据发送给计算机进行保存和处理.

3 实验测试

3.1 数据采集

为获取足底 CoP 出现的位置轨迹, 采用如图 3 所示的实验姿态和姿态参数, 分别进行 A-双足站立姿态、B-单足支撑姿态、C-迈步后足支撑姿态和 D-迈步前足支撑姿态和 E-直线行走状态实验. 图 3(A)为 A,B,C,D 4 种实验姿态及其对应的瞬时 CoP 位置(红点位置). 实验方法: 对 A 和 B 两种状态进行前、后、左、右和左前、右前、左后、右后 8 个方向的身体倾斜动作, 并在身体达到最大倾斜角度时停止倾斜动作. 在身体自行恢复到稳定状态后, 再进行下一次倾斜动作. 对 C 和 D 两种状态采用控制变量法进行实验, 首先对图 3(B)所示的迈步长度 L 和迈步宽度 W 进行设置, 然后在保持双足位置不变且身体平衡的情况下, 以身体最大外倾角度做类锥形旋转动作, 旋转 1 周为 1 次实验. L 和 W 的设置方法为: L 的取值范围为 0 到实验对象正常行走的平均步长, W 的取值范围为 0 到实验对象的肩宽, L 和 W 的每次增量均为 5 cm. L 和 W 均从 0 开始, 并先保持 L 不变, W 逐次增加. 当 W 达到或超过实验对象肩宽后即视为完成本次实验, 随后 L 增加 1 次, W 重新从 0 递增, 当 W 和 L 均达到或超过对应的最大值并完成该次实验后, 进行下一种实验状态的实验. 对 E 实验姿态, 每次实验进行距离为 6 m 的直线稳定行走. 所有实验过程中若出现失稳状态, 提取该次实验的失稳状态数据并单独保存.

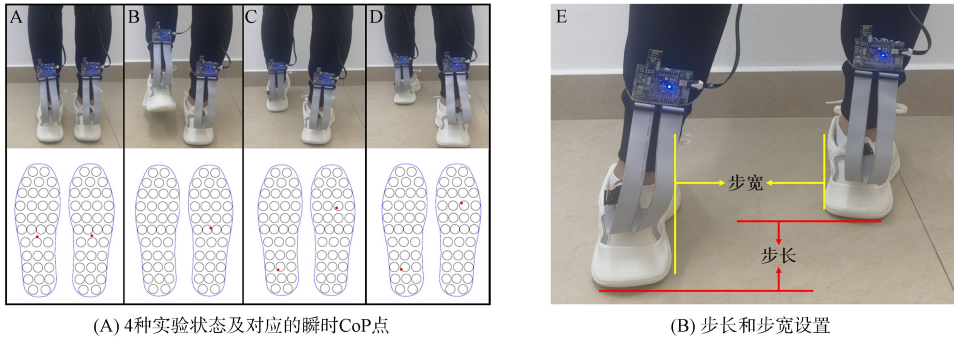


图 3 实验姿态和姿态参数

Fig. 3 Experimental postures and posture parameters

3.2 实验对象

5 名实验对象均为身体健康、无运动障碍的男性志愿者. 5 名实验对象分别进行上述的实验过程, 实验对象的基本信息列于表 1.

表 1 实验对象的基本信息

Table 1 Basic information of experimental objects

实验对象	身高/cm	体质量/kg	年龄/岁	肩宽/cm	平均步长/cm	平均步频/(步 · min ⁻¹)
1	170	70	22	48	55	100
2	172	68	22	47	58	98
3	173	59	27	47	53	95
4	175	63	25	48	55	105
5	176	65	24	50	59	102

3.3 数据处理

将每名实验对象在 A,B,C,D 4 种实验姿态下未发生失稳状态的实验数据合成为一个单独的数据文件, 导入到 MATLAB 后进行每一数据帧的 CoP 计算, 并将所有 CoP 点在坐标系以散点图的形式绘制, 将获得 CoP 轨迹区域中具有清晰边界的部分作为稳定 CoP 区域, 并以 D_r 和 D_{max} 的比例系数 Φ 设置区域范围代替边界外不连续 CoP 点, 得到如图 4 所示的 5 名实验对象的 CoP 轨迹区域, 其中灰色外轮廓框为 Φ 设置为一定值时的区域范围, 红色区域为稳定 CoP 区域。

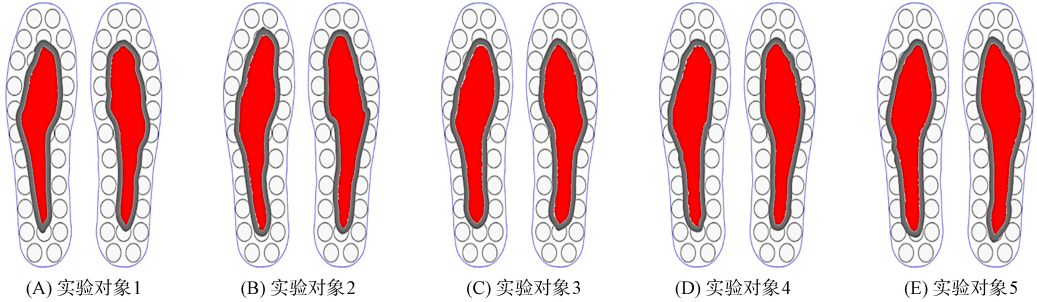


图 4 实验对象的 CoP 轨迹区域

Fig. 4 CoP locus area of experimental objects

3.4 稳态判定

为验证基于足底 CoP 的人体稳定判定方法正确, 分别将 5 名实验对象的失稳状态数据、临界失稳状态数据和 6 m 直线稳定行走数据的 CoP 与实验对象自身的 CoP 轨迹区域进行对比和计算, 计算结果分别列于表 2 和表 3. 表中区域均指稳定 CoP 区域, CoP 总数为不同状态数据对应的 CoP 数量, 表 2 中的边界指稳定 CoP 边界. 为验证对稳定区域外不连续 CoP 点处理方法的可行性, 在计算表 2 时, 将所有身体向最大角度倾斜且未发生失稳时的实验测试状态均视为临界失稳状态。

表 2 临界失稳状态

Table 2 Critical instability state

实验对象	CoP 总数	区域内数量	边界上数量	区域外数量	区域外数量 占比/%	区域外 CoP 最大 Φ /%
1	35 360	30 879	3 850	631	1.78	6.13
2	37 894	33 723	3 514	657	1.73	6.11
3	36 656	32 069	4 002	585	1.60	4.87
4	37 601	33 463	3 535	603	1.60	6.00
5	37 234	32 774	3 843	617	1.66	5.98

表 3 直线稳定行走状态和失稳状态

Table 3 Stable walking state in straight line and unstable state

实验对象	6 m 直线稳定行走				失稳状态			
	CoP 总数	区域内数量	占比/%	区域内 CoP 最小 Φ /%	CoP 总数	区域外数量	占比/%	区域外 CoP 最小 Φ /%
1	4 105	4 100	99.88	14.45	374	372	99.47	6.25
2	4 156	4 149	99.83	8.82	456	449	98.46	8.82
3	4 250	4 250	100.00	9.95	328	327	99.70	6.56
4	3 429	3 426	99.91	15.63	298	297	99.66	9.13
5	3 988	3 980	99.80	12.99	318	316	99.37	8.25

实验结果表明: 当临界失稳状态判定的约束条件 η 设置为失稳状态的最小 Φ 值和临界失稳状态的最大 Φ 值之间时, 即可区分临界失稳状态和失稳状态; 数据处理以 Φ 设置区域范围取代边界外不连续 CoP 点的处理方式可行. 由表 2 可见, 若将实验对象在身体已达到最大倾斜状态时的实验测试状态作为临界失稳状态, 并设置临界稳定状态判定的约束条件 η 均为 6.2% 时, 则 5 名实验对象处于失稳临界状态范围内的 CoP 点的占比分别为 92.82%, 91.51%, 96.72%, 94.81%, 95.66%, 因此人体临界失

稳状态的判定准确率可达91.51%以上.由表3可见,稳定行走状态的判定准确率可达99.80%以上,失稳状态的判定准确率可达98.46%以上.

综上,本文设计了可穿戴式人体足底压力采集系统,提高了足底压力信息采集的灵活性和全面性,为准确计算人体在行走中的CoP轨迹变化提供了可靠的硬件保障.提出了基于人体足底CoP的人体稳定状态的判定方法,先提取人体最大稳定CoP的轨迹区域及边界范围,再将行走过程中当前时刻的CoP与其进行对比计算,即可判定当前时刻的人体稳定状态.若足底CoP位于最大稳定区域的边界内,则身体为稳定状态,CoP位于区域的边界外一定范围时为临界失稳状态,否则为失稳状态.该判定方法可应用于一些疾病早期的辅助诊断,也可为进行运动康复治疗的患者提供步态控制参考.

参 考 文 献

- [1] GODI M, TURCATO A, SCHIEPPATI M, et al. Test-Retest Reliability of an Insole Plantar Pressure System to Assess Gait along Linear and Curved Trajectories [J]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2014(11): 95-1-95-8.
- [2] RAZAK A H A, ZAYEGH A, BEGG R K, et al. Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review [J]. *Sensors*, 2012, 12(7): 9884-9912.
- [3] DOMINGUES M F, ALBERTO N, LEITAO C S. Insole Optical Fiber Sensor Architecture for Remote Gait Analysis—An e-Health Solution [J]. *IEEE Internet of Things Journal*, 2019, 6(1): 207-214.
- [4] LIN X Y, SEET B C. Battery-Free Smart Sock for Abnormal Relative Plantar Pressure Monitoring [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 2017, 11(2): 464-473.
- [5] COATES J, CHIPPERFIELD A, CLOUGH G. Wearable Multimodal Skin Sensing for the Diabetic Foot [J]. *Electronics*, 2016, 5(3): 45-58.
- [6] ORLIN M N, McPOIL T G. Plantar Pressure Assessment [J]. *Physical Therapy*, 2000, 80(4): 399-409.
- [7] PUTTI A B, ARNOLD G P, COCHRANE L A, et al. Normal Pressure Values and Repeatability of the Emed ST4 System [J]. *Gait & Posture*, 2008, 27(3): 501-505.
- [8] BUCINSKAS V, DZEDZICKIS A, ROZENE J, et al. Wearable Feet Pressure Sensor for Human Gait and Falling Diagnosis [J]. *Sensors*, 2021, 21(15): 5240-1-5240-12.
- [9] 杨敏, 费飞, 冷莹, 等. 基于足底压力传感器的人体步态分析系统设计 [J]. *传感器与微系统*, 2020, 39(7): 86-88. (YANG M, FEI F, LENG Y, et al. Design of Human Gait Analysis System Based on Plantar Pressure Sensor [J]. *Transducer and Microsystem Technologies*, 2020, 39(7): 86-88.)
- [10] JACOB S, PATIL M K. Stress Analysis in Three-Dimensional Foot Models of Normal and Diabetic Neuropathy [J]. *Frontiers of Medical Biological Engineering*, 1999, 9(3): 211-227.
- [11] 徐阳. 人体站立平衡压力中心CoP轨迹线的成分分析 [D]. 北京: 北京体育大学, 2010. (XU Y. Component Analysis of Plantar CoP during Human Standing Balance [D]. Beijing: Beijing Sport University, 2010.)
- [12] OKAWARA H, SAWADA T, HAKUKAWA S, et al. Footsteps Required for Reliable and Valid in-Shoe Plantar Pressure Assessment during Gait per Foot Region in People with Hallux Valgus [J]. *Gait & Posture*, 2022, 97: 21-27.
- [13] HOSOI I, KOBAYASHI E, CHANG S H, et al. Development of Intraoperative Plantar Pressure Measuring System Considering Weight Bearing Axis [J]. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 2019, 14(2): 385-395.
- [14] 王健, 张乐天. 薄膜电致发光器件的光功率耗散特性 [J]. *东北师大学报(自然科学版)*, 2023, 55(4): 85-89. (WANG J, ZHANG L T. Optical Power Dissipation Characteristics of Thin Film Electroluminescent Devices [J]. *Journal of Northeast Normal University (Natural Science Edition)*, 2023, 55(4): 85-89.)
- [15] RSscan. Entry Level Systems of RSscan [EB/OL]. (2018-03-28)[2023-01-06]. <http://www.rsscan.com>.
- [16] Tekscan. MatScan [EB/OL]. (2018-03-28)[2023-01-06]. <https://www.tekscan.com>.