

·临床研究·

可穿戴传感器测量4—5岁学龄前儿童平衡的重测信度与测量误差研究*

刘如强^{1,2} 吴未央² 董宝林³ 王国栋⁴ 徐 祥⁵ 刘 阳^{1,6} 毛丽娟^{1,7}

摘要

目的:基于多项指标探索可穿戴传感器测量学龄前儿童平衡的重测信度与测量误差,并筛选出相对优秀指标。

方法:抽取34例4—5岁学龄前儿童,将传感器佩戴在第五腰椎位置测量两次。测试项目:①睁眼双脚站立;②闭眼双脚站立;③睁眼海绵上双脚站立;④闭眼海绵上双脚站立;⑤走平衡木。静态平衡提取加速度模值标准差(f_{SD})、角速度模值标准差(ω_{SD})、角速度模值均值(ω_M)3个指标,动态平衡提取 f_{SD} 、 ω_{SD} 、 ω_M 、 $f_{SD} \cdot TIME$ 、 $\omega_{SD} \cdot TIME$ 、 $\omega_M \cdot TIME$ 6个指标,计算所有指标的组内相关系数(ICC)并制作Bland-Altman图。

结果:静态平衡测量时, ω_M 指标优于 f_{SD} 与 ω_{SD} 指标,其ICC为0.59—0.88($P < 0.01$),重测信度中等至良好。动态平衡测量时, ω_M 与 $\omega_M \cdot TIME$ 指标优于其他指标,ICC分别为0.84($P < 0.001$)与0.81($P < 0.001$),重测信度均为良好。根据Bland-Altman图,静态平衡测量基于 ω_M 指标时测量误差较低,动态平衡测量基于 ω_M 与 $\omega_M \cdot TIME$ 指标时测量误差较低。

结论:可穿戴传感器测量4—5岁学龄前儿童的平衡能力时,基于 ω_M 指标的重测信度较好,测量误差较低。

关键词 可穿戴传感器;学龄前儿童;平衡;信度

中图分类号:R493,R720 **文献标识码:**A **文章编号:**1001-1242(2023)-10-1398-10

Test-retest reliability and measurement error of wearable sensor for measuring balance of preschoolers aged 4—5 years/LIU Ruqiang, WU Weiyang, DONG Baolin, et al./Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2023, 38(10): 1398—1407

Abstract

Objective: Based on multiple indicators, to explore the test-retest reliability and measurement error of wearable inertial sensors in testing the balance ability of preschool children, and screen out better indicators.

Method: A sample of 34 preschool children aged 4 to 5 years old was tested twice with the sensor wearing on the L5 position. Test items: ① Standing on both feet with eyes open; ② Standing on both feet with eyes closed; ③ Standing with feet on sponge with eyes open; ④ Standing with feet on sponge with eyes closed; ⑤ Walking on a balance beam. Static balance extracted acceleration modulus standard deviation (f_{SD}), angular velocity modulus standard deviation (ω_{SD}), angular velocity modulus mean (ω_M) as indicator, dynamic balance extracted six indicators including f_{SD} , ω_{SD} , ω_M , $f_{SD} \cdot TIME$, $\omega_{SD} \cdot TIME$ and $\omega_M \cdot TIME$. The intra-group correlation coefficient (ICC) of all indicators was calculated and Bland-Altman diagram was made.

Result: In the static balance test, the ω_M index which ICC is 0.59—0.88 ($P < 0.01$) is better than the f_{SD} and the ω_{SD} index, and the test-retest reliability is moderate to good. In the dynamic balance test, the ω_M index and $\omega_M \cdot TIME$ index are better than the others, with ICC of 0.84 ($P < 0.001$) and 0.81 ($P < 0.001$) respective-

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2023.10.011

*基金项目:国家社会科学基金一般项目(19BTY077);江苏高校哲学社会科学研究一般项目(2023SJYB1606)

1 上海体育学院,体育教育训练学院,上海市,200438; 2 苏州幼儿师范高等专科学校; 3 上海杉达学院; 4 苏州大学体育学院; 5 苏州大学电子信息学院; 6 上海市学生体质健康研究中心; 7 通讯作者

第一作者简介:刘如强,男,博士,副教授; 收稿日期:2022-01-20

ly, and both test-retest reliability is good. According to the Bland-Altman diagram, the measurement error of the static balance test based on the ω_M index is lower, and the dynamic balance test based on the ω_M and $\omega_M \cdot \text{TIME}$ indicators had lower measurement error.

Conclusion: The retest reliability is better and measurement error is lower based on ω_M indicator when the wearable sensor measured the balance ability of preschool children aged 4 to 5 years.

Author's address School of Physical Education and Sport Training, Shanghai University of Sport, Shanghai, 200438

Key word wearable sensor; preschool children; balance; reliability

平衡能力在人的整个生命周期中并非线性发展,3岁开始迅速发展,4—5岁时本体感受系统逐渐代替视觉系统占据主导地位并持续快速发展,6岁后发展水平逐渐接近成人^[1]。因此,作为平衡发展的敏感期,3—6岁学龄前儿童的平衡发展问题受到关注。在平衡发展机制、干预、功能筛查等问题研究中,精准测量其发展水平是关键环节。

在测量儿童平衡的工具中,量表类如儿童平衡量表(pediatric balance scale, PBS)^[2]、儿童运动发展测评第2版(movement assessment battery for children-second edition, MABC-2)^[3]与布尼氏动作熟练测评(Bruininks-Oseretsky test for motor proficiency, BOT)^[4]等已经广泛应用,但考察指标较少、受主观判断影响较大、效率不高;仪器类如测力台^[5]、足底压力测试仪^[6]等可以精确测量,但价格昂贵、携带不便。其中,作为金标准的测力台是通过收集足底压力中心(center of pressure, COP)数据评估人体姿态, COP与身体质心(center of mass, COM)有所不同,后者可能更适合作为身体姿态变化指标^[7]。近年来,随着微机电系统(micro-electro-mechanical system, MEMS)的发展,可穿戴传感器(wearable sensors)逐渐应用于人体平衡能力检测^[8-9]。可穿戴传感器不仅价格低廉、测量精确、方便携带,还能直接获取COM晃动数据,弥补测力台的缺陷^[10]。

本研究使用可穿戴传感器与改良版平衡感觉交互临床测试(modified clinical test of sensory interaction and balance, mCTSIB)相结合进行测量。mCTSIB源于Shumwa-cook等^[11]设计的CTSIB测试,后经Wrisley等人改良,将原来的6个测试项目精简为4个测试项目,可以评估前庭系统、视觉、本体感受器对平衡的贡献比例^[12]。目前在可穿戴传感器与mCTSIB结合测量平衡的研究中,由于6岁以

下学龄前儿童天性好动,收集数据时难度较大,测量对象以6岁以上人群为主,鲜有研究用于测量6岁以下的学龄前儿童^[13]。鉴于此,本研究试图探究可穿戴传感器结合mCTSIB测量4—5岁学龄前儿童静态平衡与动态平衡的可靠性,研究过程中同时收集加速度数据与角速度数据,计算加速度模值(module of the acceleration vector)与角速度模值(module of the angular velocity vector),将模值的标准差(standard deviation, SD)、均值(mean, M)分别作为指标进行统计分析,试图从诸多指标中选取最佳指标,为科学测评学龄前儿童的平衡发展提供帮助。

1 对象与方法

1.1 研究对象

抽取苏州市相城区某公办幼儿园34例中班幼儿作为受试者。根据Walter等^[14]的样本量估算,在 $\alpha=0.05$ 、 $\beta=0.2$ 的情况下,至少需要22例受试者在两次测量中获得有显著性意义的组内相关系数0.5(intraclass correlation coefficient, ICC),本研究样本量满足研究需要。样本基本情况:男、女各17例,月龄:(60.32 ± 3.71)个月,身高:(111.29 ± 5.55)cm,体重:(20.16 ± 2.88)kg, BMI: 16.21 ± 1.28 。入选标准:肢体健全、无心理疾病、视力正常、同意参加测量。

排除标准:认知功能障碍、视力障碍、多动症、自闭症等,以及近1周内患有病史的儿童。

1.2 仪器

本研究使用的传感器为MPU-9250(TDK InvenSense, 美国),该传感器集成了3轴加速度计、3轴陀螺仪以及3轴磁传感器,能够实时测量物体运动的加速度、角速度以及磁场强度。为方便佩戴,传感器通过蓝牙将实时数据传输给上位机。上位机通过标定算法去除加速度计零偏和陀螺仪零偏,采用

惯导解算与扩展卡尔曼滤波(EKF, extended Kalman filter)算法,快速求解出传感器的实时运动姿态。测试时参数设置:数据传输速率200Hz,陀螺仪量程2000dps,加速度传感器量程16g,磁力范围8Gauss。另有海绵一块,规格为50cm×50cm×8cm,密度为40kg/m³,质地柔顺、均一,产地中国郑州;平衡木一套,规格300cm×10cm×5cm;上位机一台,型号DELL Latitude 5490。

1.3 测试方法

测试准备:测试前1个月测试员跟班担任助教,与受试者相互熟悉。测试室选择单独、安静、以素设色布置为主的房间,在距离受试者1m、与受试者眼睛同样高度的墙面上粘贴奥特曼和白雪公主图片。测量前告诉受试者进行一个站立不动的游戏,难度会逐渐增加,如果表现良好可以得到漂亮的贴纸作为奖励。

佩戴位置:将传感器佩戴在受试者第五腰椎(L5)位置^[10],佩戴时受试者脱掉外套,使用弹性绷带绕腰部一周并黏贴牢固。佩戴仪器过程中,测试员增加温和的语言引导,确保弹性绷带的松紧度适中,使受试者无不适感,以及测量时身体与仪器无相对位移。

测试项目:(T1)睁眼原地双脚站立:双脚靠拢直立于地面,双眼平视前方,尽力保持身体稳定;(T2)闭眼原地双脚站立:在T1基础上闭上双眼;(T3)睁眼海绵上双脚站立:双脚靠拢站立于海绵垫上,双眼平视前方,尽力保持身体稳定;(T4)闭眼海绵上双脚站立:在T3基础上闭上双眼;(T5)走平衡木,受试者先站在平衡木一端,听到口令后出发,任意一只脚踩到末端踏板时停止。T1—T4四个项目为静态平衡测试mCTSIB,每个项目测试时间为35s。测试时要求受试者一直注视墙上图片(闭眼时除外),双臂自然下垂于身体两侧,脱鞋并使前脚掌靠拢、脚后跟靠拢。如果测试中受试者出现咳嗽、转头、挠头、讲话等情况,则重新测试该项目。T5为动态平衡测试,要求脱鞋、两脚交替向前走平衡木。

测试期间,受试者按照T1—T5顺序依次完成,每个测试项目之间有30s左右的休息时间。每位受试者共进行两次测试,两次测试间隔48h^[15]。测试日期为2021年3月29日与31日,测试时间为上午8点至11点。受试者参加测试的前后顺序一致,保证每

名受试者两次测试在相同的时间段进行。测试期间房间温度13—17℃,相对湿度为85%左右。研究内容通过上海体育学院伦理审查委员会批准(批准号102772019RT034),测试前向园方与监护人递交知情同意书。

1.4 数据提取

提取方法:测试开始后,上位机储存经蓝牙传输的各轴瞬时加速度与角速度数据。提取数据时,T1—T4测试项目剔除前5s数据,提取第5—35s共30s的数据纳入分析(本研究所使用传感器传输速率为200Hz,故有6000组数据)。在T5项目中,本研究剔除开始阶段的第1s数据,从走平衡木的第2s开始提取数据,以避免身体突然启动对指标的影响;结束阶段,当受试者任意一只脚接触末端踏板时停止收集数据,由于此时受试者身体尚在移动中,最后1s数据对走平衡木主梁数据的影响较小,故本研究未剔除最后1s数据。

1.5 分析指标

分析静态平衡时,参考已有研究^[16],计算6000组加速度模值的标准差(f_{SD})、角速度模值的标准差(ω_{SD})与均值(ω_M)分别作为指标进行统计分析。均值、标准差是传感器测量人体姿态时常用指标^[10],模值的均值与标准差越大,表明人体晃动越明显。由于加速度模值的均值接近于重力加速度(1g),故本研究只计算加速度模值标准差(f_{SD})、未采用加速度模值的均值进行统计分析。分析动态平衡时,将走平衡木时间内的 f_{SD} 、 ω_{SD} 、 ω_M 作为分析指标,同时将以上动态平衡指标除以速度,以避免走平衡木速度对身体稳定性的影响,本研究中平衡木为固定长度300cm,即以上指标乘以走平衡木时间,得到 $f_{SD} \cdot TIME$ 、 $\omega_{SD} \cdot TIME$ 、 $\omega_M \cdot TIME$ 一并作为动态平衡分析指标。在前测与重测时,单个轴向晃动情况的一致性易受仪器前后两次佩戴方向与位置的影响,将3个轴向的数据整合求模值后不受此影响,所以本研究对3个轴向的模值进行分析,不探讨单个轴向的晃动情况。

加速度模值:利用3个轴向瞬时加速度数据计算加速度模值,计算公式为公式(1)^[17]。

$$f = \sqrt{f_x^2 + f_y^2 + f_z^2} \quad (1)$$

其中, f 为加速度模值, f_x 、 f_y 、 f_z 分别为x轴、

y轴、z轴加速度数据。

角速度模值:利用3个轴向瞬时角速度数据计算角速度模值,计算公式为公式(2)^[18]。

$$\omega = \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2 + \omega_z^2} \quad (2)$$

其中, ω 为角速度模值, ω_x 、 ω_y 、 ω_z 分别为x轴、y轴、z轴角速度数据。

1.6 统计学分析

使用SPSS 25.0统计软件进行统计学分析。采用组内相关系数(ICC)衡量重测信度,ICC系数小于0.5为差,0.5—0.75为中等,0.75—0.9为良好,大于0.9为优秀^[19]。分析重复测量误差,采用GraphPad Prism 8.0统计软件制作Bland-Altman图描述两次测量结果均值与差值的分布。所有测量参数计算标准误差(standard error of measurement, SEM)和SEM%,以及最小检测变化值(minimal detectable change, MDC)90%和95%置信区间(confidence interval, CI)。计算公式分别为:SEM=标准差 $\times \sqrt{1-ICC}$,其中标准差为两次测量平均值的标准差;SEM%=(SEM/两次测量均值) $\times 100\%$;MDC(90%CI)=1.65 $\times$ SEM $\times \sqrt{2}$,MDC(95%CI)=1.96 $\times$ SEM $\times \sqrt{2}$ ^[20]。显著性水平 $\alpha=0.05$ 。

2 结果

2.1 重测信度

2.1.1 静态平衡:静态平衡重测结果如表1所示,基

于 f_{SD} 指标4个测试项目ICC介于0.56—0.92($P<0.01$, $P<0.001$),重测信度中等至优秀;SEM值为0.0009—0.0079g, SEM%为13.951%—31.346%;MDC(90%CI)介于0.002—0.019, MDC(95%CI)介于0.003—0.022。基于 ω_{SD} 指标,4个测试项目ICC介于0.45—0.66($P<0.05$, $P<0.01$),重测信度差至中等;SEM值为0.850—2.387 deg/s, SEM%为26.974%—38.459%;MDC(90%CI)介于1.984—5.570, MDC(95%CI)介于2.357—6.616。基于 ω_M 指标,4个测试项目ICC为0.59—0.88($P<0.01$, $P<0.001$),重测信度中等至良好;SEM值介于0.549—1.957 deg/s, SEM%介于14.782%—23.946%;MDC(90%CI)介于1.281—4.566, MDC(95%CI)介于1.521—5.424。

2.1.2 动态平衡:动态平衡测试中,基于 f_{SD} 与 $f_{SD} \cdot TIME$ 指标时,ICC为0.62—0.66($P<0.01$, $P<0.001$),重测信度中等,SEM%介于16.446%—18.670%。基于 ω_{SD} 与 $\omega_{SD} \cdot TIME$ 指标时,ICC为0.69—0.73($P<0.001$),重测信度中等,SEM%介于17.155%—18.329%。基于 ω_M 与 $\omega_M \cdot TIME$ 指标时,ICC为0.81—0.84($P<0.001$),重测信度良好,SEM%介于11.914%—12.513%。详见表2。

2.2 测量误差

2.2.1 静态平衡:静态平衡测量基于 f_{SD} 时,根据图1显示两次测量差值的均值离零刻度较远,除T3测试项目外,T1、T2、T4测试项目均有小部分差值的落在95%—一致性界限($-1.96SD$ — $+1.96SD$)之外,两次测

表1 可穿戴传感器测量4—5岁学龄前儿童静态平衡重测信度

指标及项目	第一次	第二次	ICC(3)	95%CI	P	SEM	SEM 100%	MDC (90%CI)	MDC (95%CI)
f_{SD} (g)									
T1	0.0055 $\pm$ 0.0018	0.0068 $\pm$ 0.0030	0.56	0.14—0.78	0.005	0.001	22.376	0.003	0.004
T2	0.0065 $\pm$ 0.0029	0.0069 $\pm$ 0.0038	0.92	0.84—0.96	<0.001	0.001	13.951	0.002	0.003
T3	0.0108 $\pm$ 0.0042	0.0129 $\pm$ 0.0130	0.57	0.16—0.79	0.008	0.005	44.525	0.012	0.015
T4	0.0271 $\pm$ 0.0157	0.0235 $\pm$ 0.0132	0.58	0.16—0.79	0.007	0.008	31.346	0.019	0.022
ω_{SD} (deg/s)									
T1	2.62 $\pm$ 2.06	2.93 $\pm$ 1.71	0.66	0.31—0.83	0.002	0.967	34.846	2.257	2.682
T2	2.71 $\pm$ 1.82	2.72 $\pm$ 1.71	0.63	0.25—0.82	0.003	0.850	30.776	1.984	2.357
T3	3.70 $\pm$ 1.85	3.94 $\pm$ 2.18	0.67	0.33—0.83	0.001	1.031	26.974	2.406	2.858
T4	6.42 $\pm$ 3.98	5.99 $\pm$ 3.92	0.45	-0.11—0.73	0.046	2.387	38.459	5.570	6.616
ω_M (deg/s)									
T1	3.23 $\pm$ 1.31	3.64 $\pm$ 1.65	0.72	0.45—0.86	<0.001	0.701	20.394	1.635	1.942
T2	3.70 $\pm$ 1.52	3.72 $\pm$ 1.87	0.88	0.77—0.94	<0.001	0.549	14.782	1.281	1.521
T3	5.11 $\pm$ 2.09	5.40 $\pm$ 2.52	0.74	0.49—0.87	<0.001	1.045	19.866	2.438	2.896
T4	8.22 $\pm$ 3.26	8.12 $\pm$ 3.96	0.59	0.16—0.79	0.008	1.957	23.946	4.566	5.424

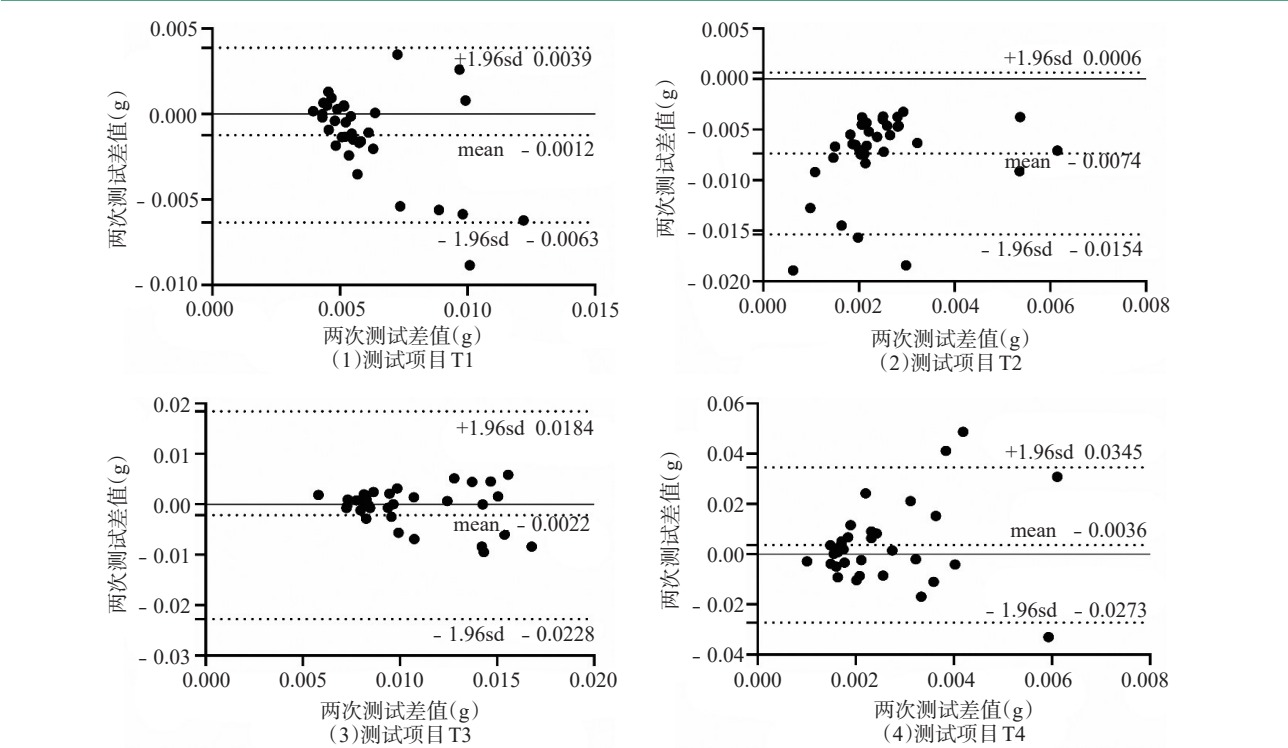
注:①ICC值及其95% CI基于单一测量、绝对一致性、双向混合效应模型计算。② f_{SD} :基于加速度模值标准差计算; ω_{SD} :基于角速度模值标准差计算; ω_M :基于角速度模值均值计算。

表2 可穿戴传感器测量4—5岁学龄前儿童动态平衡重测信度

指标	第一次	第二次	ICC(3)	95%CI	P	SEM	SEM 100%	MDC (90%CI)	MDC (95%CI)
f_{SD}	0.1582±0.0644	0.1989±0.0636	0.66	0.19—0.84	<0.001	0.033	18.670	0.078	0.093
$f_{SD} \cdot TIME$	1.2115±0.3138	1.4012±0.5160	0.62	0.26—0.81	0.002	0.215	16.446	0.501	0.599
ω_{SD}	21.77±7.83	24.08±7.69	0.69	0.39—0.85	<0.001	3.933	17.155	9.176	10.900
$\omega_{SD} \cdot TIME$	175.21±64.92	177.62±84.49	0.73	0.46—0.87	<0.001	32.336	18.329	75.455	89.631
ω_M	38.30±12.21	44.37±13.44	0.84	0.48—0.93	<0.001	4.925	11.914	11.492	13.651
$\omega_M \cdot TIME$	302.60±76.10	316.68±114.08	0.81	0.62—0.90	<0.001	38.744	12.513	90.408	107.393

注:①ICC值及其95%CI基于单一测量、绝对一致性、双向混合效应模型进行计算。② f_{SD} :走平衡木时间内加速度模值标准差,单位g; $f_{SD} \cdot TIME$:加速度模值标准差·走平衡木时间,单位g; ω_{SD} :走平衡木时间内角速度模值标准差,单位deg/s; $\omega_{SD} \cdot TIME$:角速度模值标准差·走平衡木时间,单位deg/s; ω_M :走平衡木时间内角速度模值均值,单位deg/s; $\omega_M \cdot TIME$:角速度模值均值·走平衡木时间,单位deg/s。

图1 可穿戴传感器基于加速度模值标准差(f_{SD})测试4—5岁学龄前儿童静态平衡的Bland-Altman图



量误差较高。

基于 ω_{SD} 时,两次测量差值的均值离零刻度较近,4个测试项目均有小部分差值落在95%一致性界限之外,重复测量误差较高。详见图2。

根据图3,基于 ω_M 时,T1测试项目中两次测试差值的均值离零刻度较远,T2、T3、T4测试项目中两次测试差值的均值离零刻度较近;T1测试项目中两次测试差值均落在95%一致性界限之内,T2、T3、T4测试项目中个别差值落在95%一致性界限之外,重复测量误差相对较好。

2.2.2 动态平衡:基于 f_{SD} 时,根据图4(1)(2), f_{SD} 与

$f_{SD} \cdot TIME$ 两项指标均有小部分差值在95%一致性界限之外,两次测试差值均值离零刻度较远。基于 ω_{SD} 时,根据图4(3)(4), ω_{SD} 与 $\omega_{SD} \cdot TIME$ 两项指标均有小部分差值在95%一致性界限之外,基于 ω_{SD} 指标时两次测试差值的均值线离零刻度较远,基于 $\omega_{SD} \cdot TIME$ 指标时两次测试差值均值离零刻度较近。基于 ω_M 指标时,根据图4(5)(6),小部分差值落在95%一致性界限之外, $\omega_M \cdot TIME$ 指标两次测试的差值基本在95%一致性界限之内; ω_M 指标两次测试差值均值离零刻度较远, $\omega_M \cdot TIME$ 指标两次测试差值的均值离零刻度较近。

图2 可穿戴传感器基于角速度模值标准差(ω_{sd})测量4—5岁学龄前儿童静态平衡的Bland-Altman图

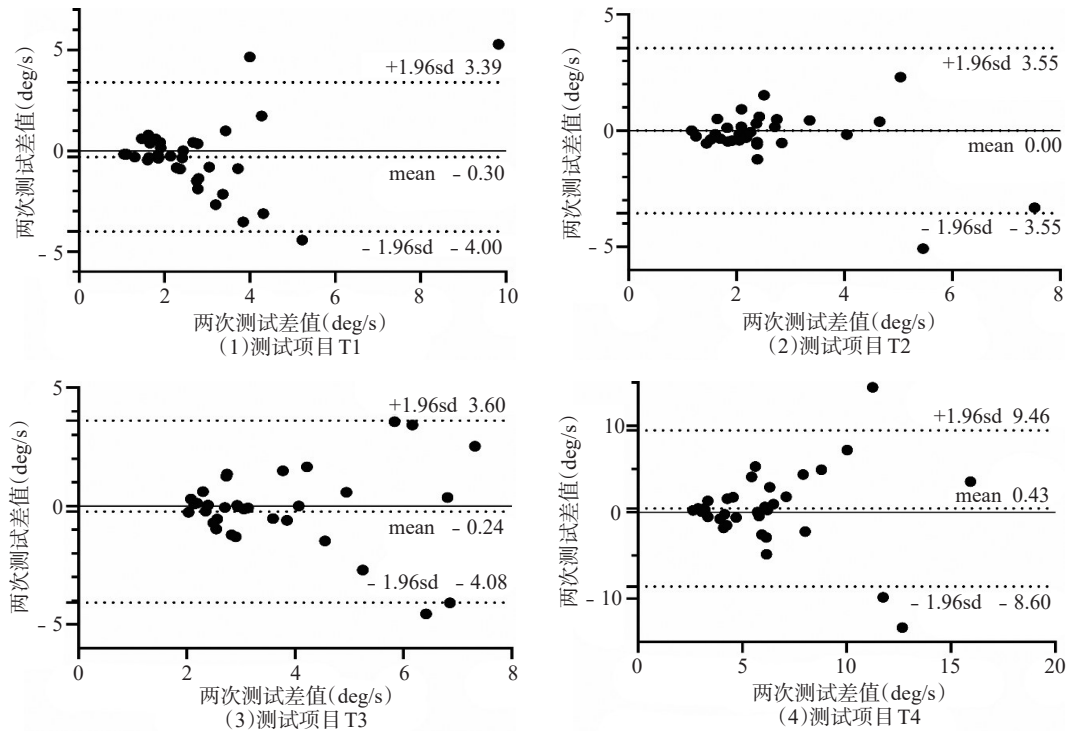


图3 可穿戴传感器基于角速度模值均值(ω_m)测量4—5岁学龄前儿童静态平衡的Bland-Altman图

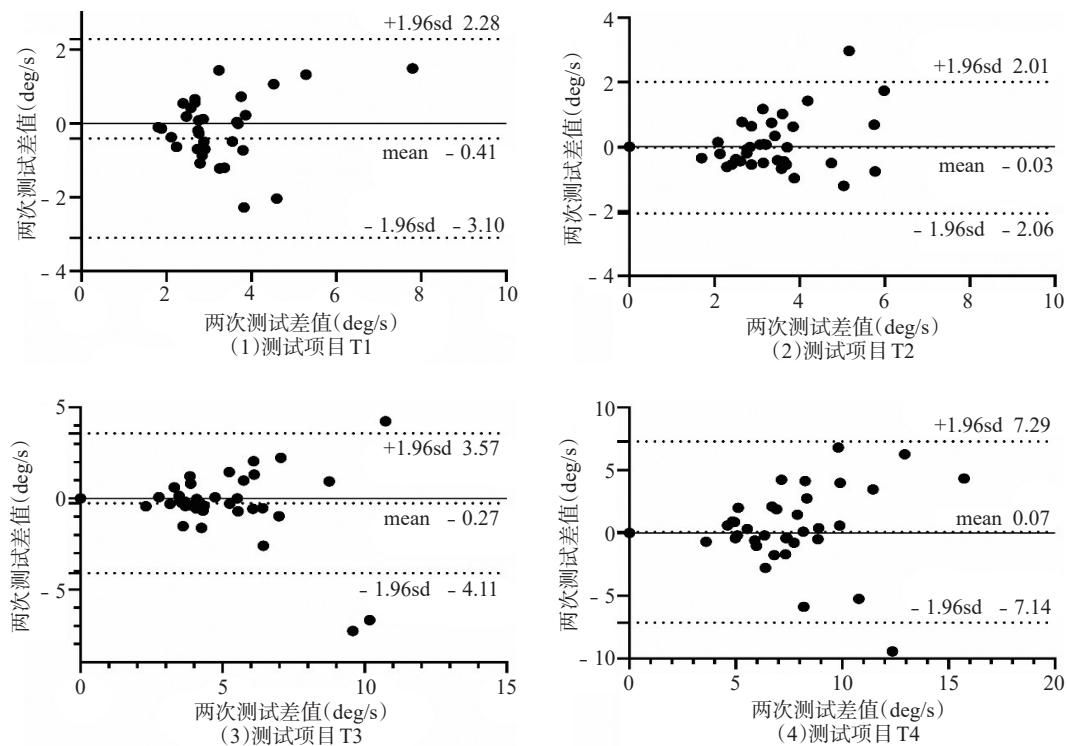
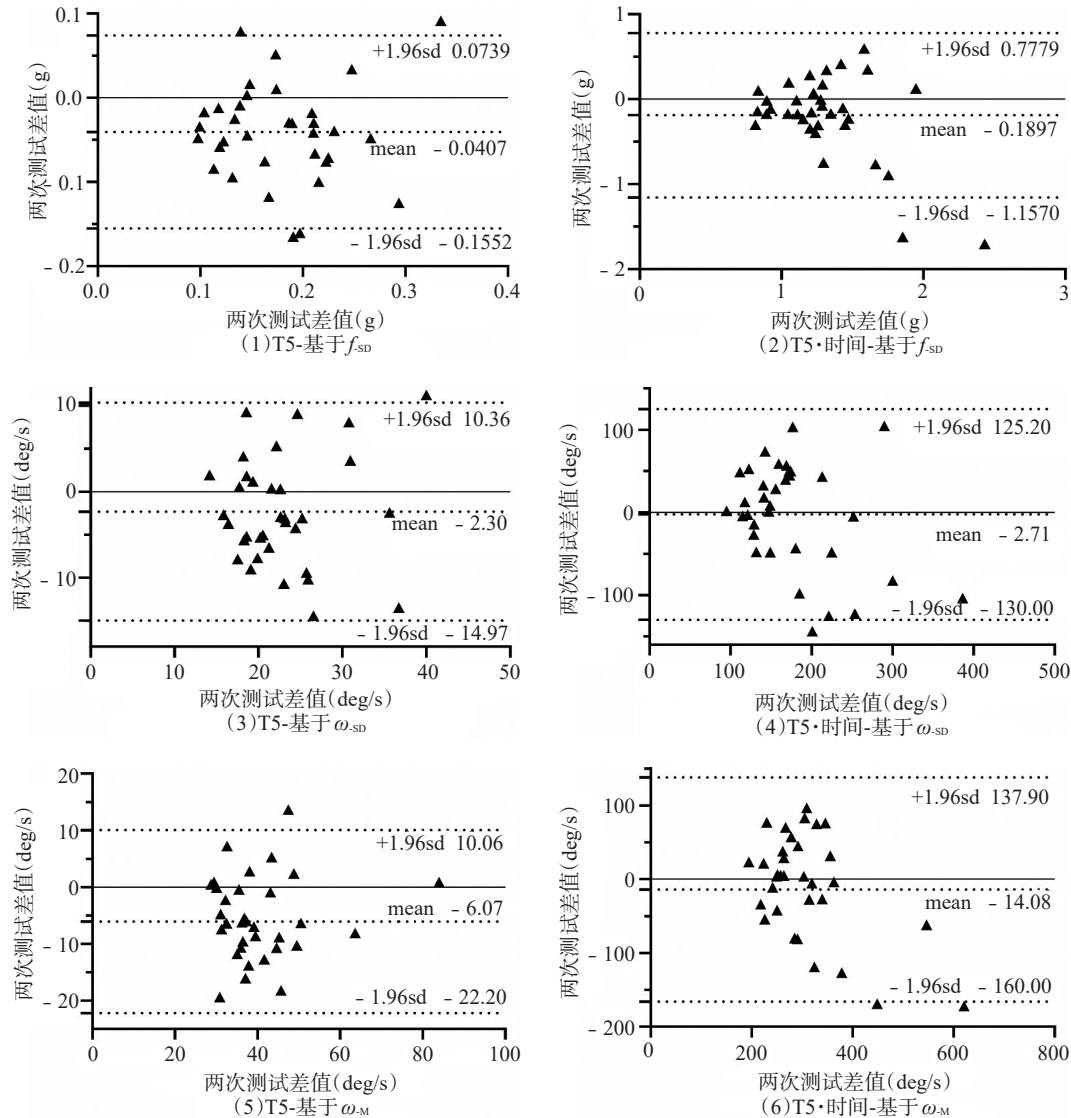


图4 可穿戴传感器测量4~5岁学龄前儿童动态平衡的Bland-Altman图



3 讨论

本研究利用ICC考察了可穿戴传感器基于 f_{SD} 、 ω_{SD} 、 ω_M 指标时测量学龄前儿童静态平衡的重测信度；基于 f_{SD} 、 ω_{SD} 、 ω_M 、 $f_{SD} \cdot \text{TIME}$ 、 $\omega_{SD} \cdot \text{TIME}$ 、 $\omega_M \cdot \text{TIME}$ 指标时，测量动态平衡的重测信度。根据ICC计算结果，静态平衡测试项目中，所有指标重测信度差至优秀，其中基于 ω_M 指标时各测试项目的重测信度相对较好($\text{ICC}=0.59-0.88, P<0.001$)。 f_{SD} 指标虽然在T2测试项目(原地闭眼)达到了优秀水平($\text{ICC}=0.92, P=0.005$)，但其他3个项目均低于0.6，且SEM%较高，说明整体重测信度较低且测量误差相

对较大。动态平衡测试项目中，所有指标重测信度中等至良好，其中 ω_M 与 $\omega_M \cdot \text{TIME}$ 指标重测信度相对较好($\text{ICC}=0.81-0.84, P<0.001$)，然而只考虑走平衡木时间内角速度模值、不考虑走平衡木速度时，可能出现速度慢导致身体较为稳定的情况，难以反映动态平衡的真实水平，因此考虑速度因素在内的 $\omega_M \cdot \text{TIME}$ 指标可能比 ω_M 指标更能反映儿童的动态平衡。

Bland-Altman图展现了可穿戴传感器测试学龄前儿童静、动态平衡时的测量误差。Bland-Altman图主要从两次测试差值的均值是否靠近零刻度线、

两次测试的差值是否落在95%一致性界限之内判断测量误差^[21]。本次研究中,两次测量所有指标的均值线离零刻度皆较近,绝大部分两次测试的差值落在了95%一致性界限之内,显示出所有指标的测量误差均可接受。在静态平衡测量中,根据图1—3所示, f_{SD} 指标测量误差相对较高,在相对较好的 ω_{SD} 与 ω_M 两个指标中, ω_M 指标有更少的测试差值落在95%一致性界限之外,即静态平衡测量基于 ω_M 指标时测量误差更小。分析动态平衡的测量误差时,由于指标不同,各Bland-Altman图纵轴起始刻度差距较大,主要依据差值落点是否在95%一致性界限之内进行判断。经过对比发现,基于 ω_M 与 ω_{SD} 指标时,有更少的差值落在了一致性界限外(图4),即动态平衡基于 ω_{SD} 、 $\omega_{SD} \cdot \text{TIME}$ 、 ω_M 、 $\omega_M \cdot \text{TIME}$ 指标的测量误差低于 f_{SD} 与 $f_{SD} \cdot \text{TIME}$ 指标。此外,本研究Bland-Altman图(包括ICC值)显示出基于 ω 的指标好于 f 的指标,这可能是受试者身体在晃动时会出现匀速晃动情况(此时加速度为零),从而影响相关指标计算的原因。

研究基于SEM与MDC考察了可穿戴传感器测量学龄前儿童平衡时,所选取指标的测量标准误差与最小检测变化值。测量标准误差SEM表示前后两次测试数值的变化大于此值时,才有实际意义的变化,否则可能是测量误差所致^[22]。测量单位不一致时,可参考SEM%进行判断。MDC是基于一定置信区间(90%或95%)的前提下,测量工具超出随机误差所能测得最小阈值^[23]。静态平衡测量的各指标中,根据SEM计算结果, ω_M 相对于 ω_{SD} 指标时SEM较小,相对于不同测量单位的 f_{SD} 时, ω_M 指标的SEM%较小。根据MDC计算结果,无论基于90%CI还是95%CI时, ω_M 指标的MDC均低于 ω_{SD} ,显示出 ω_M 指标优于 ω_{SD} 指标。在动态平衡测量指标中,由于测量单位不一致,以及考虑了走平衡木时间,难以利用SEM与MDC具体数值进行比较,主要参考SEM%。其中, ω_M 指标的SEM%相对较小,表示动态平衡测量基于 ω_M 指标时相对较好。

在已有儿童平衡测量工具的信度研究中,ICC是重要考察指标^[24]。基于此,本研究对可穿戴传感器基于 ω_M 时的ICC进一步讨论。从计算结果可以看出, ω_M 指标达到了良好水平($\text{ICC}=0.84$, $P<$

0.001),虽然没有达到优秀水平,但研究结果处于正常范围内。学龄前儿童身心发展特点导致了平衡指标的稳定性或可重复性较低^[25]。首先,学龄前儿童注意力发展以无意注意发展为主,有意注意尚未充分发展,测试时难以保持长时间静止不动,身体姿态容易出现变化^[13];其次,此年龄阶段身体控制平衡由视觉主导转变为本体感觉主导的阶段未完全结束,肢体近、远端肌肉协同耦合度较低,身体姿态的协调机制还未完全建立^[1];第三,此年龄阶段儿童正处于身体不成比例的生长阶段,其中包括身体关键尺寸变化对姿势控制的影响,使一些反映身体或动作技能的参数出现可变性^[26]。另外,仪器的佩戴也可能对测试产生影响。仪器本身、佩戴方式、佩戴部位等皆有可能引起学龄前儿童的过度关注或产生紧张情绪,虽然测试员测试时增加了温和的语言引导,并确保弹性绷带的松紧度适中,使受试者无不适感,但仍可能会影响受试者身体状态。因此,测评4—5岁学龄前儿童的平衡能力会受到诸多因素影响,相对于成人重测信度不高。

对于静态平衡测量,可穿戴传感器与mCTSIB结合表现了较好的可靠性。足底压力测试常被用于测试静态平衡,是测试人体平衡能力的金标准^[27]。Matsuda等^[28]利用足底压力测试仪器测试3—6岁学龄前儿童的ICC系数在0.57—0.90,但此研究中的一些措施如重测间隔时间较短、剔除不能保持稳定姿势或者不能按照指示测试的受试者等可能会增加两次测试结果的一致性。本研究测试前准备较为充分,如选择安静的房间、提前与受试者互相熟悉等,特别是测试以游戏方式进行使受试者在30s内保持较好的稳定性,克服了外界环境与自身发育特点的影响,提高了测试精确程度,重测信度结果不低于足底压力测试仪。

对于动态平衡测量,可穿戴传感器优势较为明显。多数量表类动态平衡测试工具重测信度较好,如MABC-2测试中动态平衡测试ICC系数为0.87—0.96^[29],起立-行走计时测试(timed up and go test, TUG)重测信度达到了0.99^[30]等。量表类工具重测信度较高的原因可能是测试较为简单,如双脚跳格子测试中多数儿童可以拿到满分;或者是结果受主观判断影响较大,如踮脚走直线中脚尖偏离直线的

程度难以客观测量。本研究动态平衡重测信度略低于量表类(基于 ω_M 与 $\omega_M \cdot \text{TIME}$ 指标时 ICC 为 0.81—0.84, $P < 0.001$)的原因可能是此年龄段的受试者在宽 10cm、高 5cm 的平衡木上行走,相对于走直线等难度有所增加。本研究的优点在于测试结果均由传感器直接获取,不受主观判断影响,而且相对于量表类测试工具得出的时间、步数、分数等测试结果,直接获取了受试者身体重心晃动的准确数据,分析指标更有实际意义。

本研究的不足之处主要有以下几个方面。首先,静态平衡测试时,T1—T4 四种不同感觉条件的测试顺序是固定的,不是随机进行的,受试者可能会在测试后半阶段诱发疲劳或者出现适应情况,从而影响表现。其次,在测量受试者平衡能力时,本研究只使用了一个传感器,未能展现全身晃动情况,如条件允许,未来测试时可佩戴多个传感器,以获得身体更多部位的数据。另外,需要说明的是,测试时传感器佩戴在受试者 L5 位置,虽然该位置靠近身体重心位置,但并不能完全代表身体重心。

未来研究可在本研究基础上提取欧拉角数据,计算身体不同方向晃动角度、重心在不同方向晃动轨迹长度等指标,从更多维度探索学龄前儿童的平衡发展,或者同时佩戴多个传感器,展现儿童多个身体部位的晃动情况。

4 结论

学龄前期是平衡发展的敏感期,对学龄前儿童的平衡发展进行精确测评具有重要意义。在测量工具中,可穿戴传感器逐渐受到青睐。本研究通过重复测量,展现了可穿戴传感器测量 4—5 岁学龄前儿童的静态与动态平衡时,在 f_{SD} 、 ω_{SD} 、 ω_M 、 $f_{SD} \cdot \text{TIME}$ 、 $\omega_{SD} \cdot \text{TIME}$ 、 $\omega_M \cdot \text{TIME}$ 诸多指标中,基于 ω_M 指标的重测信度相对较好,测量误差相对较低。

参考文献

- [1] Shumway-Cook A, Woollacott MH. The growth of stability: postural control from a development perspective[J]. J Mot Behav, 1985, 17(2):131—147.
- [2] Darr N, Franjoine MR, Campbell SK, et al. Psychometric properties of the pediatric balance scale using rasch analysis[J]. Pediatr Phys Ther, 2015, 27(4):337.
- [3] Brown T, Lalor A. The movement assessment battery for children--second edition (MABC-2): a review and critique[J]. Phys Occup Ther Pediatr, 2009, 29(1):86—103.
- [4] Beitel PA, Mead BJ. Bruininks-oseretsky test of motor proficiency: a viable measure for 3-to5-Yr.-old children[J]. Percept Mot Skills, 1980, 51(3):919—923.
- [5] Sá CDSCD, Boffino CC, Ramos RT, et al. Development of postural control and maturation of sensory systems in children of different ages a cross-sectional study[J]. Braz J Phys Ther, 2017, 84:1—7.
- [6] 姜桂萍,纪仲秋,焦喜便,等. 动作发展视角的韵律性身体活动对 3—6 岁幼儿静态平衡能力的影响[J]. 中国运动医学杂志, 2016,35(9):822—831.
- [7] DA Winter. Human balance and posture control during standing and walking[J]. Gait & Posture, 1995,3(4):193—214.
- [8] Díaz S, Stephenson JB, Labrador MA. Use of wearable sensor technology in gait, balance, and range of motion analysis[J]. Appl Sci, 2019, 10(1):234.
- [9] Noamani A, Nazarahari M, Lewicke J. Validity of using wearable inertial sensors for assessing the dynamics of standing balance[J]. Med Eng and Phys, 2020, 77: 53—59.
- [10] Ghislieri M, Gastaldi L, Pastorelli S, et al. Wearable inertial sensors to assess standing balance: a systematic review[J]. Sensors, 2019, 19(19):4075.
- [11] Shumway-cook A, Horak FB. Assessing the influence of sensory interaction of balance. Suggestion from the field[J]. Physical Therapy, 1986, 66(10):1548.
- [12] Wrisley DM, Whitney SL. The effect of foot position on the modified clinical test of sensory interaction and balance[J]. Arch Phys Med Rehabil, 2004, 85(2):335—338.
- [13] Garcia-Lineira J, Garcia-Soidan JL, Romo-Perez V, et al. Reliability of accelerometric assessment of balance in children aged 6-12 years[J]. BMC Pediatr, 2020, 20(1):161.
- [14] Walter SD, Eliasziw M, Donner A. Sample size and optimal designs for reliability studies[J]. Stat Med, 1998, 17: 101—110.
- [15] Heebner NR, Akins JS, Lephart SM, et al. Reliability and validity of an accelerometry based measure of static and dynamic postural stability in healthy and active individuals[J]. Gait Posture, 2015, 41(2):535—539.
- [16] Ruqiang Liu, Rulei Zhang, Yongfang Qu, et al. Reliability analysis of inertial sensors for testing static balance of 4-to-5-year-old preschoolers[J]. Gait Posture, 2022,92:176—180.
- [17] 郭英,刘清华,姬现磊,等. 基于手机加速度计的行人步态分析[J]. 中国惯性技术学报,2017,25(6):708—712.
- [18] 郑伟伟,戴邵武,王希彬,等. 惯性行人导航系统传感器安装位置研究[J]. 传感技术学报,2020,33(6):815—824.
- [19] Koo TK, Li MY. A guideline of selecting and reporting in-

- traclass correlation coefficients for reliability research[J]. J Chiropr Med, 2016, 15(2):155—163.
- [20] Weir JP. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM[J]. J Strength Cond Res, 2005, 19(1):231—240.
- [21] 萨建,刘桂芬. 定量测量结果的一致性评价及Bland-Altman法的应用[J]. 中国卫生统计, 2011, 28(4):409—413.
- [22] Lexell JE, Downham DY. How to assess the reliability of measurements in rehabilitation[J]. American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation, 2005, 84(9): 719—723.
- [23] Beaton DE. Understanding the relevance of measured change through studies of responsiveness[J]. Spine, 2000, 25(24):3192—3199.
- [24] Verbecque E, Marin F, Costa PHLD, et al. Psychometric properties of functional balance tests in children: a literature review[J]. Developmental Medicine and Child Neurology, 2015, 57(6): 521—529.
- [25] Sobera M, Siedlecka B, Syczewska M. Posture control development in children aged 2-7 years, based on the changes of repeatability of the stability indices[J]. Neuroscience Letters, 2011, 491(1):13—17.
- [26] Kugler PN, Kelso JAS, Turvey WT. On the control and coordination of naturally developing systems, In: the development of movement control and co-ordination[M]. New York: John Wiley and Sons, 1982: 62—66.
- [27] Gabriel LS, Mu K. Computerized platform posturography for children[J]. Physical & Occupational Therapy in Pediatrics, 2002, 22(3-4):101—117.
- [28] Matsuda S, Demura S, Kasuga K, et al. Reliability and sex differences in the foot pressure load balance test and its relationship to physical characteristics in preschool children[J]. Adv Phys Educ, 2012, 02(2):44—48.
- [29] Ellinoudis T, Evaggelina C, Kourtessis T, et al. Reliability and validity of age band 1 of the movement assessment battery for children--second edition[J]. Res Dev Disabil, 2011, 32(3):1046—1051.
- [30] Held SL, Kott KM, Young BL. Standardized walking obstacle course (SWOC): reliability and validity of a new functional measurement tool for children[J]. Pediatric Physical Therapy, 2006, 18(1):23—30.

(上接第1397页)

- 2021, 36(2):72—76.
- [13] 田丽,朱慧敏,刘莉,等. 基于镜像神经元理论的动作观察疗法对脑卒中后非流畅性失语的影响[J]. 中国康复医学杂志, 2017, 32(10):1152—1154.
- [14] Iacoboni M, Dapretto M. The mirror neuron system and the consequences of its dysfunction[J]. Nature Reviews Neuroscience, 2006, 7(12):942—951.
- [15] Cattaneo L, Rizzolatti G. The mirror neuron system[J]. Arch Neurol, 2009, 66(5):557—560.
- [16] Arya KN, Pandian S. Inadvertent recovery in communication deficits following the upper limb mirror therapy in stroke: A case report[J]. Journal of Bodywork and Movement Therapies, 2014, 18(4):566—568.
- [17] 丁兆生, 张晓斌. 脑源性神经营养因子(BDNF)——阿尔茨海默氏病治疗的新靶标[J]. 国际精神病学杂志, 2010, 37(4): 218.
- [18] Bai G, Jiang L, Huan S, et al. Study on low-frequency repetitive transcranial magnetic stimulation improves speech function and mechanism in patients with non-fluent aphasia after stroke[J]. Frontiers in Aging Neuroscience, 2022, 14: 883542.
- [19] Angelucci F, Gelfo F, De Bartolo P, et al. BDNF concentrations are decreased in serum and parietal cortex in immunotoxin 192 IgG-Saporin rat model of cholinergic degeneration[J]. Neurochemistry International, 2011, 59(1):1—4.
- [20] Morichi S, Kashiwagi Y, Takekuma K, et al. Expressions of brain-derived neurotrophic factor (BDNF) in cerebrospinal fluid and plasma of children with meningitis and encephalitis/encephalopathy[J]. Int J Neurosci, 2013, 123(1): 17—23.