

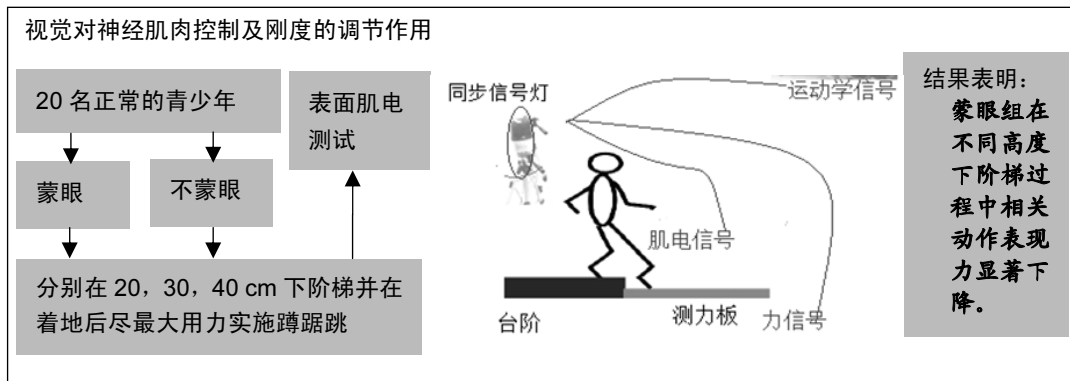
视觉剥夺状态阶梯动作下肢肌肉组织刚度调节及肌电变化

彭远秋(西南医科大学体育学院, 四川省泸州市 646000)

DOI:10.3969/j.issn.2095-4344.1162

ORCID: 0000-0003-0295-8020(彭远秋)

文章快速阅读:



彭远秋, 女, 1984年生, 四川省泸州市人, 汉族, 2013年成都体育学院毕业, 硕士, 助教, 主要从事体育教育训练学的研究。

文献标识码:A

稿件接受: 2018-11-28



文题释义:

刚度概述: 在生物力学研究中, 人体运动刚度可分为3种, 即垂直刚度、下肢刚度或者腿刚度及关节刚度。其中, 垂直刚度用于动作特征仅具垂直方向的动作, 它描述单纯垂直方向的线性运动效能, 如双脚及单脚垂直跳; 而下肢刚度则可运用于同时兼具水平及垂直方向的动作特征, 如跑步或前后、左右等有方向性的跳跃时, 下肢接触地面的角度及人体重心质量并非仅垂直作用于地面的情形; 此外, 关节刚度则是以动作过程中, 下肢各关节的动作角度变化及下肢各关节肌群参与执行动作的净力矩, 以决定地面反作用力的大小, 关节刚度的调控对于垂直刚度及下肢刚度的影响亦有所关联。故下肢刚度及关节刚度对于提升运动表现及降低运动伤害发生, 相较于垂直刚度来说更具应用价值。

刚度调节: 人体在不同软硬表面上着地, 质地越软, 人体下肢刚度越高, 且软地会延缓撞击力峰值的出现, 故下肢刚度的调节是人体对运动型态与环境变化做出的动态反应, 其目的在于维持运动的稳定状态并避免伤害。伴随着着地动作后紧接着往另一运动方向的移动, 如跳跃或移位, 这个着地后连接后续动作的时间点往往正是伤害发生频繁最高的关键时刻。

摘要

背景: 人体平衡与控制有赖于内耳前庭系统、本体感受器及视觉系统的协调及中枢神经系统等共同配合才能完成, 但蒙眼(视觉剥夺)所引发的神经控制与感觉统合变化对下肢肌肉刚度调节能力及动作控制策略并不清楚。

目的: 比较蒙眼与不蒙眼两种情况下下阶梯动作过程中下肢肌肉组织的刚度及肌电变化, 从而揭示视觉对青少年神经肌肉控制及刚度的调节作用。

方法: 将20名视力正常的青少年随机分成蒙眼及不蒙眼组各10人, 要求两组受试者分别在3种不同高度(20, 30, 40 cm)下阶梯并在着地后尽最大用力实施蹲踞跳。所有受试者被要求每个动作做3次, 取动作最为自然的一次进行分析。运用视迅运动图像解析系统、JP6060多维测力平台及JE-TB0810八通道无线表面肌电测试系统对受试者下阶梯动作进行运动学(着地膝角与着地踝角)、动力学(关节刚度与下肢刚度)及肌电(股直肌、股二头肌、胫骨前肌、腓肠肌)测试, 并运用SPSS 17.0统计分析软件对相关指标进行处理。

结果与结论: ①3种不同高度下阶梯着地瞬间: 蒙眼组膝、踝角显著大于不蒙眼组, 着地时反作用力出现峰值瞬间蒙眼组膝角小于不蒙眼组, 而蒙眼组踝角表现与阶梯高度有关; ②不同高度着地垂直力第1峰值大小及相对值: 均表现为不蒙眼组显著大于蒙眼组, 且两值随着阶梯高度增加而显著增加; ③不同高度着地下肢膝关节刚度及下肢刚度: 均表现为不蒙眼组显著大于蒙眼组, 且随着阶梯高度的上升两种刚度均呈显著增加趋势; ④不同高度着地前期, 股二头肌、胫骨前肌及腓肠肌肌电活动: 均表现为不蒙眼组显著高于蒙眼组, 而在缓冲期, 蒙眼组股直肌、股二头肌、胫骨前肌、腓肠肌的肌电活动均显著小于不蒙眼组; ⑤结果说明, 蒙眼组在不同高度下阶梯过程中, 因无视觉回馈, 会降低辨别与环境观测能力, 这种由于视力不足, 会导致实施动作时无法提供信息给中枢神经系统, 而造成相关动作表现力显著下降。

关键词:

蒙眼状况; 刚度调节; 运动学; 动力学; 肌电; 组织构建; 姿势控制; 蹲踞跳; 组织构建

主题词:

人体运动学, 实用; 动力学; 肌电描记术; 组织工程

中图分类号: R496

Peng Yuanqiu, Master,
Assistant lecturer, College of
Physical Education,
Southwest Medical
University, Luzhou 646000,
Sichuan Province, China

Muscle stiffness regulation and electromyographic changes of the lower limbs during descending stairs after visual deprivation

Peng Yuanqiu (College of Physical Education, Southwest Medical University, Luzhou 646000, Sichuan Province, China)

Abstract

BACKGROUND: The balance and control of the human body depend on the coordination between the vestibular system of the inner ear, the proprioceptors and the visual system, as well as the central nervous system. However, it is unclear about the muscle stiffness regulation and motion control strategy for the lower limbs by the changes in neural control and sensory integration caused by visual deprivation (the eyes are blindfolded).

OBJECTIVE: To compare the difference of muscle stiffness regulation and electromyography changes of the lower limbs during descending stairs in children and adolescents with the eyes blindfolded or not, and then to reveal the regulatory effects of visual sense on neuromuscular control and muscle stiffness regulation in adolescents.

METHODS: Twenty adolescents with normal vision were randomly divided into blindfolded group and unblindfolded group ($n=10$ per group). The two groups of subjects were required to descend stairs from three different heights (20, 30, 40 cm) and do their best to perform a squat jump after landing. All subjects were asked to repeat the above-mentioned action thrice, and the data for the most natural actions were analyzed. Vision-based motion imaging analysis system, JP6 060 3D force-plate, and 8-channel wireless surface electromyography testing system were utilized to test the kinematic (landed knee and ankle joint angles), kinetic (joint stiffness and stiffness of the lower limbs), and electromyography parameters (rectus femoris, biceps femoris, tibialis anterior, gastrocnemius) of the subjects during descending stairs. All the data were processed using SPSS17.0 software.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) During landing from three different heights, the knee and ankle joint angles of the blindfolded group were significantly larger than those of the unblindfolded group. At the moment of the appearance of the peak reacting force during landing, the knee joint angle of the blindfolded group was smaller than that of the unblindfolded group. Furthermore, the intergroup difference in the ankle joint angle was related to the height of the stair. (2) The first peak vertical force and its relative mean value during landing from different heights were significantly higher in the unblindfolded group compared to the blindfolded group, and both parameters significantly increased with the height increase. (3) During landing from different heights, the stiffness values of the knee joints and lower limbs in the unblindfolded group were significantly higher than those in the blindfolded group, and the stiffness values in the two groups were significantly increased with the height increase. (4) At the moment of pre-landing from different heights, the electromyography activities of the biceps femoris, tibialis anterior, gastrocnemius in the unblindfolded group were significantly higher than those in the blindfolded group, whereas during the buffer period, the electromyography activities of the rectus femoris, biceps femoris, tibialis anterior, gastrocnemius were significantly lower in the blindfolded group than in the unblindfolded group. (5) In conclusion, during descending stairs from different heights, visual deprivation (no visual feedback) reduces the capabilities of identification and environmental observation. The lack of vision may result in a significant decline in the performance of related movements, and thus the central nervous system cannot receive information, thereby impacting the implementation of the action.

Subject headings: Kinesiology, Applied; Kinetics; Electromyography; Tissue Engineering

0 引言 Introduction

人体平衡与控制,有赖于内耳前庭系统、本体感受器及视觉系统的协调及中枢神经系统等共同配合才能完成。当平衡受到破坏而滑倒(或跌倒)时,最先启动的动作反射机制是肌肉刚度的调节。一般而言,运动神经系统对此反应时间介于50–200 ms之间,因此神经肌肉系统必须透过调节肌肉刚度来完成这种反应^[1-2]。对人类骨骼肌肉系统而言,肌纤维、肌腱、韧带及整体肌肉都具有弹性,当进行跑或跳动作时,透过身体肌肉、肌腱及韧带整合,使整个骨骼系统类似于弹簧,其间地面对人体冲击力使下肢长度发生改变,这种地面冲击力与下肢长度改变量的比值则称之刚度^[3-6]。刚度可借肌肉活化和神经回馈进行调控,从而确保对姿势的控制及与周围环境顺利互动^[7-8]。

Keiner等^[9]对着地反弹跳动作的研究发现,神经肌肉系统可以透过感觉系统侦察牵张负荷以及下落高度的大小,在着地前依据视觉调节出现预先活化相关肌群。Man等^[10]通过研究疾跑来检验踝关节和膝关节刚度调节,结果发现随着跑速的增加,腿能像弹簧一样通过调整关节角度而维持膝、踝关节刚度恒定。有研究发现,不同高度跳深着地时,随着着地时间减少垂直刚度与踝关节刚度增加^[11-12],

即随着高度逐渐增加,将产生高水平的肌肉预收缩,使下肢肌肉累积相当张力,着地时人体重心垂直下降位移量较小而导致腿部刚度较高,故着地接触时间的长短与刚度调控有关。

来自肌肉工作效益与刚度调节的关系研究发现^[13-15]:肌肉的被动工作对于刚度改变有直接影响,即肌肉力量输出及弹性能的储存与利用有助于下肢刚度提升,如着地后踝关节刚度控制是由着地前肌肉活动与着地后的肌肉活动的共同影响,说明着地时腿后肌群的牵张反射工作对于踝关节刚度与下肢刚度有着直接关系。在蒙眼无视觉回馈的状态下从高处落下完成跳深动作时,神经肌肉系统会产生抑制现象,着地后牵张反射肌电活动明显下降;但在无视觉回馈持续进行8–10次后,神经支配特性恢复正常,这意味着抑制解除。然而在蒙眼状态下无视觉回馈,如果以随机变化的高度下落时,因无高度信息回馈给实验者,则这种抑制现象并未解除^[16]。视觉主要是在监控人体头部及身体移动时与外在环境之间的关系并据此调整身体姿势,当视觉准确度及对灵敏度下降就会增加身体晃动,从而影响辨别与侦测环境中障碍物与视觉定位的能力^[17-18]。

由于人体平衡与姿势控制对人类生活是如此重要,且

平衡是一种功能性表现, 包含神经系统、骨骼关节系统及肌肉系统的总体功能整合, 故蒙眼所引发的神经控制与感觉统合变化对下肢肌肉刚度调节能力动作控制策略的影响及这种变化是否会反映在肌电活动上? 基于这一推测, 研究希望通过比较蒙眼与不蒙眼青少年下阶梯动作中下肢肌肉刚度调节与肌电活动的变化, 从而揭示视觉对神经肌肉控制及肌肉刚度调节作用及相关机制。

1 对象和方法 Subjects and methods

1.1 设计 随机对照观察。

1.2 时间及地点 试验于2017年10至11月在西南医科大学体育馆完成。

1.3 对象 20名男中学生自愿参与此次研究。

纳入标准: ①受试者试验前经体检下肢均无神经、肌肉或骨骼方面的疾病; ②受试者过去半年均未经受过下阶梯训练; ③受试者均无视力障碍(双眼视力 ≥ 4.0); ④受试者在过去1年均无下肢损伤史; ⑤受试者要求是无运动习惯; ⑥受试者及其监护人于试验前被告知此研究目的及测验程序, 并在同意书上签字者。

排除标准: 每周健身运动参与超过1次者。

将受试者随机分成2组, 其中蒙眼组10人, 平均年龄(17.3 \pm 2.3)岁、平均身高(161.5 \pm 7.5) cm、平均体质量(56.5 \pm 8.7) kg; 不蒙眼组10人, 平均年龄为(17.8 \pm 1.8)岁、平均身高(160.5 \pm 6.6) cm、平均体质量(53.8 \pm 7.6) kg。

1.4 动作与指标定义 见表1。

表1 动作与指标定义

Table 1 Definitions of actions and indicators

动作	定义
下蹲跳(简称 CMJ)	身体先行快速下蹲后, 马上向上蹬伸跳起的原地垂直跳动作。
蹲踞跳(简称 SJ)	先行曲膝预备, 待动作开始时, 用力蹬伸跳起的原地垂直跳动作。
最大角位移量	以下蹲跳动作中定义为离心阶段(从动作开始至身体重心位置最低时的期间)的膝关节角度变化; 在下阶梯动作中则定义为着地后缓冲阶段(从接触地面到最大地面反作用力量出现)的膝关节角度变化。
最大合位移量	在下蹲跳动作中定义为离心阶段(从动作开始至身体重心位置最低时的期间)身体重心的位移变化; 在下阶梯动作中则定义为着地后缓冲阶段(从接触地面到最大地面反作用力量出现)身体重心的位移变化。
功能性关节角刚度	下阶梯时着地后的缓冲期的最大地面反作用力与支撑腿最大角位移量的比值。
功能性下肢肌肉刚度	下阶梯时着地后之缓冲期的最大地面反作用力与支撑腿最大合位移量的比值。
支撑腿长度变化量	系指在下蹲跳过程中, 髌关节和第五跖趾关节之间的距离变化量。

1.5 方法

1.5.1 试验测试要求实验受试者分别在3种不同高度(20, 30, 40 cm)下阶梯并在着地后尽最大用力实施蹲踞跳(SJ)。所有受试者被要求每个动作做3次, 取动作最为

自然的一次进行分析, 将所取得的资料分别进行处理。每次动作过程实施运动学、动力学及肌电同步测试, 试验示意图见图1。

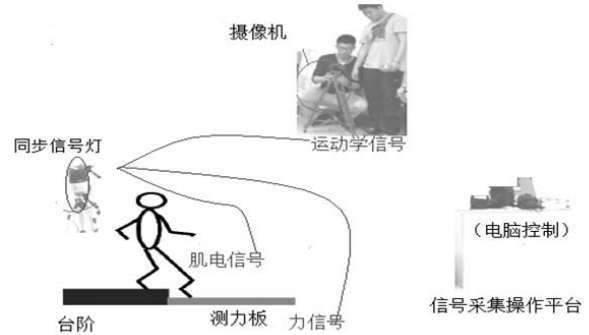


图1 试验拍摄现场示意图

Figure 1 Schematic diagram of the shooting scene

(1)运动学参数测试: 采用1台JVC9800高速摄像机, 拍摄频率为100帧/s。摄像机固定正对三维测力台, 距离测力台约5 m, 机高0.75 m。用于拍摄受试者从踏上测力台至蹬离测力台的整个过程。采用北京体育大学研发的视讯图像解析系统对运动图像进行解析以获取相关运动学参数。

(2)动力学参数测试: 国产JP6060多维测力平台用于监测受试者踏上测力台过程中脚对地面的三维力变化情况。测力台采用埋入式安装, 其表面与跑道基本保持在同一水平面上, 数据采样频率为800 Hz。

(3)肌电(EMG)参数测试: 国产JE-TB0810八通道无线表面肌电仪系于受试者腰带上, 用于监测下阶梯并做出蹲踞跳动作过程中下肢主要肌群的肌电变化。受试者统一测右腿, 监测股直肌、股二头肌、胫骨前肌及腓肠肌共4块进行监测(肌电片粘贴位置见图2)。

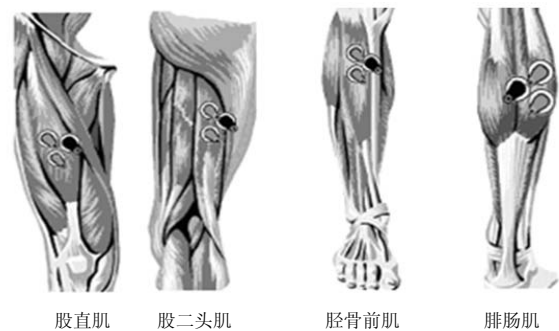


图2 肌电片粘贴部位示意图

Figure 2 Schematic diagram of myoelectric patches

(4)无线同步起动装置: 同步装置是由连接多维测力平台的触发模块的无线同步器和无线连接表面肌电仪的无线同步器以及发光的二极管组成。主试者触发同步遥控器, 多维测力台和表面肌电仪同时启动采集数据, 二极管发光使摄像机与多维测力台和表面肌电仪同步。

1.5.2 数据标准化处理 因此次同步试验测试过程中, 运动学采样100帧/s、测力台采样频率为800帧/s、肌电采样

为1 000帧/s。针对三类参数采用传统方法进行标准化处理,选择受试者下阶梯触板前100 mm至踏上测力台并做出蹬起离板瞬间整个动作过程按0-100%进行标准化,从而实现每个受试者不同下阶高度着地蹬起的完整动作。

原始肌电信号经全波整流后,用低通滤波器进行平滑处理(截断频率10 Hz),从而获得3种高度下阶梯模式下,每块肌肉肌电信号值;对每个受试者的有效肌电值按动作过程标准化处理(方法如下:取蹲踞跳时支撑期所测肌肉的肌电信号,以20 ms时间长度为一视窗方式求得支撑期每20 ms均方根振幅(RMS),择其中最大均方根振幅为基准(100%),作为标准化肌电信号);不同肌肉按不同阶梯高度进行叠加,对叠加后数据再次滤波,以获取每块肌肉的肌电图线性包络图。标准化后的肌肉爆发肌电的阈值定为最大值的20%(即基线),若受试者的某肌肉活动值超过这根基线就算爆发肌电,从而确定该肌肉肌电爆发时间、肌电放电的持续时间、肌电结束时间。

1.6 主要观察指标 ①不同阶梯高度着地腿触地瞬间膝、踝角变化;②不同阶梯高度着地过程中地面反作用力达到峰值时的膝、踝角变化;③不同阶梯高度着地过程中的地面反作用力峰值变化;④不同阶梯高度下着地过程中的刚度变化;⑤不同阶梯高度下着地过程中着地腿主要肌群肌电变化。

1.7 统计学分析 将获取两个组别、不同高度下阶梯动作运动学、动力学及肌电数据,运用双因素方差分析法进行处理,而不同高度下差异采用LSD多重比较,所有指标显著水平定为 $\alpha=0.05$ 。

2 结果 Results

2.1 参与者数量分析 纳入自愿受试者20人,分为2组,测试过程中无脱落,全部进入结果分析。

2.2 两组受试者基线资料分析 基线资料分析见表2;分组流程图见图3。

表2 两组受试者(均为男性)基线资料比较 ($\bar{x}\pm s, n=10$)

项目	蒙眼组	不蒙眼组	P 值
平均年龄(岁)	17.3±2.3	17.8±1.8	> 0.05
平均身高(cm)	161.5±7.5	160.5±6.6	> 0.05
平均体质量(kg)	56.5±8.7	54.98±7.6	> 0.05

表注:两组受试者年龄、身高、体质量差异均无显著性意义($P > 0.05$)。

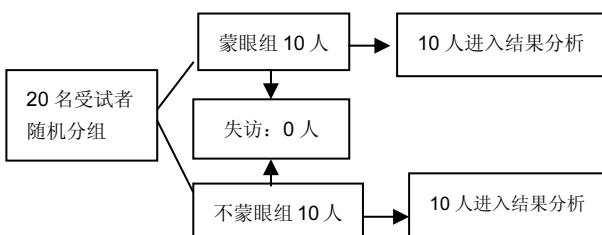


图3 试验分组流程图

Figure 3 Flow chart of the experimental grouping

2.3 不同组别不同阶梯高度着地腿触地瞬间膝、踝角变化分析 表3显示:同一高度下阶梯,蒙眼组前导腿触地瞬间膝角及踝角显著大于不蒙眼组($P < 0.05$);无论是蒙眼还是不蒙眼,在20, 30, 40 cm 3种阶梯高度下,其前导腿触地瞬间膝角与踝角差异无显著性意义($P > 0.05$)。

2.4 不同组别不同阶梯高度着地过程中地面反作用力达到峰值时的膝、踝角变化分析 表4显示:在20, 30, 40 cm 3种高度下阶梯,前导腿触地过程中地面反作用力达到峰值时的膝角均表现为不蒙眼组显著大于蒙眼组($P < 0.05$),而踝角只有当阶梯高度等于40 cm时才表现这一相同的规律;同一组别不同阶梯高度比较发现,随着阶梯高度的上升,膝角、踝角呈显著增加趋势($P < 0.05$),经LSD多重比较发现,当阶梯高度超过30 cm,蒙眼组膝、踝角的增加没有统计学意义,而不蒙眼组膝角增加无统计学意义,但踝角一直呈显著增加趋势($P < 0.05$)。

2.5 不同组别不同阶梯高度着地过程中的地面反作用力峰值变化分析 表5显示:蒙眼组与不蒙眼组在3种阶梯高度着地后所产生的第一垂直地面反作用力峰值绝对值及相对值均表现为不蒙眼组显著大于蒙眼组($P < 0.05$);同一组别不同阶梯高度比较发现,随着阶梯高度的上升,作用力峰值绝对值及相对值均呈显著增加趋势($P < 0.05$)。

2.6 不同组别不同阶梯高度下着地过程中的刚度变化分析 表6显示:蒙眼组与不蒙眼组在3种阶梯高度着地过程中前导腿膝关节刚度及下肢刚度均表现为不蒙眼组显著大于蒙眼组($P < 0.05$);同一组别不同阶梯高度比较发现,随着阶梯高度的上升,不蒙眼组膝关节刚度及下肢刚度均呈显著增加趋势($P < 0.05$),而蒙眼组的膝关节刚度先下降再显著增加($P < 0.05$),下肢刚度则一直呈显著增加趋势($P < 0.05$)。

2.7 不同组别不同阶梯高度下着地过程中着地腿主要肌群肌电变化分析 表7显示:①着地前期,在不同组别的4个检测肌群中,除了股直肌蒙眼组与不蒙眼组两组间无显著差异外($P > 0.05$),其余3块肌肉肌电活动均表现为不蒙眼组显著高于蒙眼组($P < 0.05$);②在缓冲期,不同组别的4个检测肌群中蒙眼组的股直肌、胫骨前肌、腓肠肌的肌电活动均显著小于不蒙眼组($P < 0.05$),而蒙眼组与不蒙眼组的股二头肌肌电活动无明显差异($P > 0.05$);同组别不同阶梯高度之间的比较发现,除了不蒙眼组的股直肌随着高度增加肌电活动呈显著增加外,其余肌肉肌电活动与阶梯高度无关($P > 0.05$)。

3 分析与讨论 Analysis and discussion

3.1 着地瞬间及缓冲期下肢关节角度变化特征 据视动协调相关理论^[19],视觉和身体移动的协调能力有相关,视动协调基本上为视觉动作能力,它整合视觉、触觉和运动知觉。在下阶梯着地瞬间因蒙眼组无视觉反应,无法得知阶梯高度,因此蒙眼组在着地瞬间的膝、踝关节角度值皆

表3 不同组别受试者下阶梯前导腿触地瞬间下肢膝角及踝角特征比较 ($\bar{x}\pm s, n=10, ^\circ$)

Table 3 Characterization of knee and ankle joint angles of the lower limbs during landing in the blindfolded and unblindfolded groups

项目	20 cm			30 cm			40 cm		
	蒙眼	不蒙眼	P 值	蒙眼	不蒙眼	P 值	蒙眼	不蒙眼	P 值
缓冲膝角	171.57±21.54	159.15±18.24	< 0.05	169.23±17.25	160.48±11.55	< 0.05	166.47±15.69	158.94±20.36	< 0.05
缓冲踝角	135.80±16.25	115.83±10.69	< 0.05	135.51±16.32	115.24±15.42	< 0.05	136.74±16.58	116.46±18.12	< 0.05

表注: LSD 多重比较, 在 20, 30, 40 cm 3 种阶梯高度下, 缓冲膝角与缓冲踝角差异无显著性意义($P > 0.05$)。

表4 不同组别受试者下阶梯前导腿从触地瞬间到最大地面反作用力出现瞬间膝角及踝角特征比较 ($\bar{x}\pm s, n=10, ^\circ$)

Table 4 Characterization of knee and ankle joint angles of the lower limbs from landing until the appearance of the maximum reacting force in the blindfolded and unblindfolded groups

项目	20 cm			30 cm			40 cm		
	蒙眼	不蒙眼	P 值	蒙眼	不蒙眼	P 值	蒙眼	不蒙眼	P 值
缓冲膝角	17.52±3.66	20.05±2.37	< 0.05	23.11±4.09 ^a	28.57±3.24	< 0.05	24.05±4.19	30.57±2.66	< 0.05
缓冲踝角	31.29±5.47	30.68±4.73	> 0.05	35.14±5.06	35.39±4.18 ^b	> 0.05	35.30±5.43	40.46±7.15 ^b	< 0.05

表注: LSD 多重比较, 组内缓冲膝角与前一高度比较, ^a $P < 0.05$; 组内缓冲踝角与前一高度比较, ^b $P < 0.05$ 。

表5 不同组别受试者下阶梯着地地面反作用力第一峰值绝对值及相对值特征比较 ($\bar{x}\pm s, n=10$)

Table 5 Characterization of the first peak vertical force and its relative mean value during landing in the blindfolded and unblindfolded groups

项目	20 cm			30 cm			40 cm		
	蒙眼	不蒙眼	P 值	蒙眼	不蒙眼	P 值	蒙眼	不蒙眼	P 值
绝对峰值(kg)	77.00±8.56	110.27±16.35	< 0.05	92.23±10.27 ^a	162.72±16.25 ^a	< 0.05	114.95±12.56 ^a	189.00±16.24 ^a	< 0.05
相对峰值(BW)	1.45±0.26	2.06±0.33	< 0.05	1.71±0.33 ^b	2.86±0.39 ^b	< 0.05	2.19±0.30 ^b	3.50±0.42 ^b	< 0.05

表注: LSD 多重比较, 组内绝对峰值与前一高度比较, ^a $P < 0.05$; 组内相对峰值与前一高度比较, ^b $P < 0.05$ 。

表6 不同组别受试者下阶梯关节刚度及下肢刚度特征比较 ($\bar{x}\pm s, n=10$)

Table 6 Characterization of the stiffness of the joints and lower limbs during descending stairs in the blindfolded and unblindfolded groups

项目	20 cm			30 cm			40 cm		
	蒙眼	不蒙眼	P 值	蒙眼	不蒙眼	P 值	蒙眼	不蒙眼	P 值
关节刚度(kg/弧度)	8.54±0.69	6.06±0.77	< 0.05	5.10±0.51 ^a	9.55±1.02 ^a	< 0.05	7.07±0.63 ^a	12.01±0.55 ^a	< 0.05
下肢刚度(kg/m)	692.00±85.47	1 295.54±112.47	< 0.05	787.32±78.88 ^b	1 587.25±169.32 ^b	< 0.05	906.23±115.47 ^b	1 818.89±214.22 ^b	< 0.05

表注: LSD 多重比较, 组内关节刚度与前一高度比较, ^a $P < 0.05$; 组内下肢刚度与前一高度比较, ^b $P < 0.05$ 。

表7 不同组别、不同阶梯高度下阶前导腿4块主要肌肉肌电活动变化

Table 7 Electromyography activities of the rectus femoris, biceps femoris, tibialis anterior, gastrocnemius during descending stairs from different heights in the blindfolded and unblindfolded groups

组别	阶梯高度	股直肌(%)		股二头肌(%)		胫骨前肌(%)		腓肠肌(%)	
		着地前	缓冲期	着地前	缓冲期	着地前	缓冲期	着地前	缓冲期
蒙眼组	20 cm	2.61(1.45)	5.28(2.69) ^a	2.87(2.69) ^a	13.36(4.57)	3.66(1.57) ^a	14.66(5.24) ^a	1.95(0.87) ^a	5.57(3.24) ^a
	30 cm	3.31(0.59)	6.34(3.47) ^a	2.49(2.09) ^a	14.87(3.06) ^b	3.19(2.09) ^a	15.06(5.64) ^a	2.39(1.58) ^a	6.58(3.21) ^a
	40 cm	4.11(2.36)	7.18(4.12) ^a	2.56(1.87) ^a	16.55(4.31) ^b	3.55(2.34) ^a	17.68(5.12) ^a	3.54(1.26) ^a	6.27(4.63) ^a
不蒙眼组	20 cm	3.02(2.36)	17.66(2.33)	7.81(5.69)	14.38(2.69)	4.69(5.63)	46.58(5.89)	4.68(1.23)	36.16(6.37)
	30 cm	2.89(1.58) ^b	19.68(3.25) ^b	6.35(4.77)	15.67(3.62)	4.57(6.07)	49.53(6.38)	4.57(2.03)	38.47(5.42)
	40 cm	4.25(3.69) ^b	22.47(4.17) ^b	6.09(5.32)	16.57(3.78)	5.42(3.91)	48.30(6.27)	5.55(2.44)	37.38(5.47)

表注: 与不蒙眼组同一高度比较, ^a $P < 0.05$; 组内与前一高度比较, ^b $P < 0.05$ 。

显著大于不蒙眼组,表明蒙眼组在无视觉回馈情况下,是采取较小的下肢动作来完成下阶梯动作。随着下阶梯高度增加,膝关节角度有明显的下降趋势,但踝关节则在着地瞬间有增加趋势。据Xu等^[20]研究指出,不论实施的动作形式是否相同,在不同高度落下时,着地瞬间踝关节的角度会随高度增加而变大。下肢刚度及关节刚度在下阶梯过程中,是透过地面反作用力与下肢压缩量的变化及膝关节角度的变化所得到的比值。所以在缓冲期,因蒙眼组与不蒙眼组的关节刚度与下肢刚度的调节,故膝、踝关节并未出现明显的改变。

3.2 不同高度下阶梯动作地面反作用力及刚度特征 依据虎克定律,弹性体长度的改变量若属弹性体的弹性限度内,则该弹性体的弹性系数为定值。然而,对人体而言,其弹簧质量模型中的刚度值却不为定值,其自身会伴随动作的特性、施力的现象及环境因素等变量而有所差异。人类骨骼肌肉系统刚度同样可近似表达为力量与位移间关系,而对于具体弹簧动作而言,弹性能要有效的利用,肌肉必须具有高水平的刚度^[21]。在下阶梯过程中,人体能因不同的环境并适时产生足够的力量来支撑身体,以避免发生跌倒,而人体为了完成下阶梯动作,所表现出的下肢刚度、关节刚度的大小,则可视为一种动作策略。Farley等^[9]指出,在下阶梯着地期间的有效垂直刚度是由最大垂直地面反作用力与身体重心到达最低点时的垂直位移量比例来表示。腿部刚影响身体与地面交互作用的动力学及运动学因素,较大的下肢刚度会造成较短的地面接触时间及较小的身体重心垂直位置的位移,也由于下肢刚度的调节,所产生的地面反作用力也会有所不同。该研究发现,蒙眼组着地后所产生的最大垂直地面反作用力皆明显小于不蒙眼组的现象,可以再次看出蒙眼组相较于不蒙眼组而言,是以较小的下肢动作及较小的下肢刚度来完成下阶梯动作。在不同视觉能力与不同阶梯高度的交互作用方面,随着下阶梯高度的增加,蒙眼组与不蒙眼组关节刚度及下肢刚度皆随着阶梯高度的增加而提高,显示蒙眼组与不蒙眼组在不同阶梯高度的表现一致。

3.3 不同高度下阶梯着地前期与缓冲期的肌电活动 下阶梯着地前期,蒙眼组腓肠肌的肌电活动显著小于不蒙眼组,因腓肠肌为一双关节肌,其对于膝关节而言为屈肌,而对踝关节而言为伸肌。故当脚踝接触地面时,会将脚板往下压,此时会采用较大的跖曲角度着地,因此,会用到较多的小腿肌群。以肌电图分析原地弹跳动作发现,下蹲动作越深,在起跳阶段股四头肌的肌电活动延续时间就越长,肌电的活动量也越大^[16]。利用16, 40, 100 cm跳深练习和双脚屈膝跳时发现,除100 cm高度外,随高度增加,肌肉预先活化亦会增加^[22],这一结果与该研究发现一致。基于这些结果,在下阶梯缓冲期蒙眼组股直肌、胫骨前肌、腓肠肌的肌电活动均明显小于不蒙眼组,主要由于着地以后,因重力关系,下肢各关节即开始弯曲以进行缓冲,此

时下肢主要作用肌群是伸肌群被拉长做离心收缩。其原因是由于蒙眼组关节的活动范围较小,而这主要受到小腿后侧肌肉-肌腱单元的伸展性过低造成的;因为肌腱与其他的结缔组织较为僵硬,而造成肌腱与其他的结缔组织的长度变化较小。相较之下,小腿肌肉被拉紧的程度较大,故肌电活动会较大。而阶梯高度只有不蒙眼组的股直肌会随着高度增加而增加,主要的原因是因为越高,落下时所造成的冲击负荷越大,导致下肢肌肉需要做更多的功来应付着地时冲击的能量并且支撑身体。此外,因为在用力对抗外力时,更大的关节角度变化,使得该部位肌群伸展幅度加大,肌电反应也因此越大^[22-23]。

3.4 研究的不足 研究受试者入围标准中并没有对其身体活动量进行测试,也没有以受试者的运动能力进行测试,而仅仅考虑到受试者下肢有无伤病及有无健身运动习惯等条件,这样一些运动能力强者的蒙眼也其神经肌肉控制能力也相对要好;其次由于实验条件限制,仅选择20位受试者并随机均等地分成2组,这属于小样本试验,这些条件的限制有可能对该研究结果产生一定偏差。为深入揭示视觉对神经肌肉控制及肌肉刚度调节作用及相关机制,未来研究需要严格控制实验分组中的随机因素,适当增大样本量,与此同时,选取不同视力受试者将其分成不同梯度组,以便进一步确认视觉对神经肌肉控制及肌肉刚度调节作用及相关机制。

3.5 结论

(1)从着地时下肢刚度、关节刚度表现出特征,不蒙眼比蒙眼组显著下降,特别是在着地前100 ms左右不蒙眼组股直肌、胫骨前肌、腓肠肌的肌电活动均显著大于蒙眼组,这可能说明蒙眼组在下阶梯过程中,被剥夺了视觉回馈,从而降低了人体对外界环境的辨别与观测力,故着地前期肌电预先激活力差造成的。

(2)从着地后第一垂直力峰值绝对值、相对值表现特征,不蒙眼比蒙眼组显著增高,这可能说明蒙眼组被剥夺视力后,导致实施动作时无法提供信息给中枢神经系统,故无法动员下肢相关肌群产生更大的收缩力而造成蹲跳表现力下降。

作者贡献: 试验设计、实施及评估均为文章作者。

经费支持: 该文章没有接受任何经费支持。

利益冲突: 文章的全部作者声明,在课题研究和文章撰写过程中不存在利益冲突。

知情同意问题: 参与试验的受试者均为自愿参加,对试验过程完全知情同意。

文章查重: 文章出版前已经过专业反剽窃文献检测系统进行3次查重。

文章外审: 文章经小同行外审专家双盲外审,同行评议认为文章符合期刊发稿宗旨。

文章版权: 文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。

开放获取声明: 这是一篇开放获取文章,根据《知识共享许可协

议》“署名-非商业性使用-相同方式共享 4.0”条款,在合理引用的情况下,允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展,同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献,并为之建立索引,用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

前瞻性临床研究数据开放获取声明: 文章作者同意: ①可以在一定范围内开放研究参与者去标识的个体数据; ②可以在一定范围内开放共享文章报告结果部分的去标识个体基础数据,包括正文、表、图及附件; ③可以在一些情况下开放研究方案和知情同意书等相关文档; ④全文开放获取数据的时间是从文章出版后即刻,并无终止日期。

4 参考文献 References

- [1] Ludvig D, Plocharski M, Plocharski P, et al. Mechanisms contributing to reduced knee stiffness during movement. *Exp Brain Res*. 2017;235:2959-2970.
- [2] Hobara H, Muraoka T, Omuro K, et al. Knee stiffness is a major determinant of leg stiffness during maximal hopping. *J Biomech*. 2009;42(11):1768-1771.
- [3] Debenham JR, Travers MJ, Gibson W, et al. Achilles tendinopathy alters stretch shortening cycle behaviour during a sub-maximal hopping task. *J Sci Med Sport*. 2016;19(1):69-73.
- [4] 罗炯. 斜坡超速跑训练对短跑运动技术影响的生物力学分析[J]. *北京体育大学学报*. 2010,33(6):124-128.
- [5] Farley CT, Blickhan R, Saito J, et al. Hopping frequency in human: a test of test of how springs set stride frequency in bouncing gaits. *J Appl Physiol* (1985). 1991;71(6):2127-2132.
- [6] Haber CK, Ritchie LJ, Strike SC. Dynamic elastic response prostheses alter approach angles and ground reaction forces but not leg stiffness during a start-stop task. *Hum Mov Sci*. 2018;58:337-346.
- [7] G. Carretero-Navarro, G. Márquez. Effect of different loading conditions on leg stiffness during hopping at different frequencies. *Science & Sports*. 2016;31:27-31.
- [8] Andrew R. Kemper. Response corridors for the medial-lateral compressive stiffness of the human arm: Implications for side impact protection. *Accid Anal Prev*. 2013;50:204-222.
- [9] Keiner M, Sande A, Wirth K, et al. The impact of 2 years of additional athletic training on the jump performance of young athletes. *Science & Sports*. 2014;29:39-46.
- [10] Man HS, Lam WK, Lee J, et al. Is passive metatarsophalangeal joint stiffness related to leg stiffness, vertical stiffness and running economy during sub-maximal running?. *Gait & Posture*. 2016;49:303-308.
- [11] Kuitunen S, Kyröläinen H, Avela J, et al. Leg stiffness modulation during exhaustive stretch-shortening cycle exercise. *Scandinavian J Med Sci Sports*. 2007;17(1):67-75.
- [12] Ruan MF, Li L. Approach run increases preactivation and eccentric phases muscle activity during drop jumps from different drop heights. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010;20(5):932-938.
- [13] Moritz CT, Farley CT. Human hopping on very soft elastic surface: Implication for muscle pre-stretch and elastic energy storage in locomotion. *J Exp Biol*. 2005;208(Pt 5):939-949.
- [14] Hobara H, Kanosue K, Suzuki S. Changes in muscle activity with increase in leg stiffness during hopping. *Neurosci Lett*. 2007;418(1):55-59.
- [15] Granata KP, Padua DA, Wilson SE. Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks. *J Electromyogr Kinesiol*. 2002;12(2):127-135.
- [16] Rapp, W., & Gollhofer, A. Different levels of preinformation for motor programming in reactive drop jump conditions. *Second World Congress of Biomechanics*. 1994;347:479-495.
- [17] Chastan N, Westby GW, du Montcel ST, et al. Influence of sensory inputs and motor demands on the control of the centre of mass velocity during gait initiation in humans. *Neurosci Lett*. 2010;469(3):400-404.
- [18] De Bruijn E, Nijmeijer SWR, Forbes PA, et al. Dystonic neck muscles show a shift in relative autospectral power during isometric contractions. *Clin Neurophysiol*. 2017;128(10):1937-1945.
- [19] Kwon EH, Block ME. Block. Implementing the adapted physical education E-learning program into physical education teacher education program. *Res Dev Disabil*. 2017;69:18-29.
- [20] Xu T, Huang CF. Biomechanical analysis of elementary school students in different heights. *School of physical education. Taiwan Normal University*. 1997;4:95-107.
- [21] Shen Z, Seipel J. Animals prefer leg stiffness values that may reduce the energetic cost of locomotion. *J Theor Biol*. 2015;364:433-438.
- [22] Panoutsakopoulos V, Papachatzis N, Kollias IA. Sport specificity background affects the principal component structure of vertical squat jump performance of young adult female athletes. *J Sport Health Sci*. 2014;3:239-247.
- [23] Crenna P, Frigo C. Dynamics of the ankle joint analyzed through moment-angle loops during human walking: Gender and age effects. *Hum Mov Sci*. 2011;30(6):1185-1198.