·康复工程·

两种躯干运动模型在五种日常活动下的运动学差异的对比研究*

蒯声政[1,2] 周文钰[3] 廖振华[1,2] 郭岱琦[3] 刘伟强[1,2,4]

摘要

目的:比较五种日常活动下,由胸节段、腰部全节段构成的简略躯干模型与由胸节段、上腰节段、下腰节段构成的细化躯干模型的运动学差异性。

方法:使用NDI运动捕捉系统,采集26名健康的年轻志愿者在水平行走,上楼梯,躯干前屈,同侧拾取物体,对侧拾取物体五种活动下的胸节段,上腰节段,下腰节段和全腰节段的运动学参数。采用主成分分析的方法,分析三节段细化躯干模型和两节段简略躯干模型运动学参数的主成分的贡献率与载荷系数。

结果:简略躯干模型中,全腰段的屈曲角度和侧弯角度显著高于胸节段,细化躯干模型中,下腰段的屈曲角度和侧弯角度显著高于其他节段。在水平行走和上楼梯活动中,细化模型中的腰部两节段的载荷系数符号相反。

结论:躯干的运动主要是由腰部提供且主要是由下腰部分提供。在某些活动中,腰部节段间的运动出现了相互抵消的作用。因此,在进行躯干的运动分析时,需要对躯干进行细分成多节段,尤其要注意对腰部的细分。

关键词 日常活动,躯干运动模型,主成分分析,运动学

中图分类号:R496 **文献标识码:**A **文章编号:**1001-1242(2017)-06-0661-06

Comparison of two kinematic trunk models in five activities of daily living/KUAI Shengzheng, ZHOU Wenyu, LIAO Zhenhua, et al.//Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2017, 32(6): 661—666

Abstract

Objective: To compare the kinematic difference of two trunk models during five activities of daily living. The two models are trunk model composed of thoracic segment, upper lumbar segment and lower lumbar segment and simplified trunk model composed of thoracic segment and the whole lumbar segment.

Method: Twenty-six young healthy adults performed level walking, stair climbing, trunk flexion, flexing to pick up an object in front of the ipsilateral feet and flexing to pick up an object in front of the contralateral feet. The kinematic data were collected using motion capture system NDI. This study applied principal component analysis to investigate variance accounted for(VAF degree of contribution) and load coefficient of the two trunk models.

Result: The flexion angle and the lateral bending angle of the whole lumbar segment are both significantly higher than thoracic segment in simplified trunk model while the flexion angle and the lateral bending angle of lower lumbar segment are both significantly higher than the others in subdivided trunk model. In addition, the load coefficient of two lumbar segments in subdivided trunk model are opposite in sign.

Conclusion: The main motion of trunk is lumbar and the main motion segment of lumbar is lower lumbar seg-

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2017.06.010

*基金项目:深圳市科技计划项目(CXZZ20130321163655111);广东省科技计划项目(2014A020212655);深圳市行业公共技术服务平台资金项目(SMJKPT20140417010001);深圳市科技计划基础研究项目(JCYJ20151030160526024)

1 清华大学机械工程系,北京 100084; 2 深圳清华大学研究院生物医用材料及植入器械重点实验室; 3 深圳市第二人民医院;

4 通讯作者

作者简介:蒯声政,男,博士研究生; 收稿日期:2016-01-30

ment. During some activities of daily living, the two lumbar segments have intersegmental counteraction. Therefore, it is essential to subdivide trunk segment, especially lumbar segment, into multiple segments when analyze the kinematic character of trunk motion.

Author's address LeeShau Kee Science and Technology Building, Dept. of Mechanical Engineering Tsinghua University, Beijing, 100084

Key word activity of daily living; trunk motion model; principal component analysis; kinematics

人体运动学测量在研究脊柱的运动特性与临床康复方面是一种常见且有效的方法。通过量化的测量参数，可用于比较健康人与下背痛患者的运动差异[1—2]，评估脊柱侧凸症对步态的影响[3—4]，改善运动员的动作[5]等。针对脊柱的运动学研究中，主要的关注节段是胸腰节段或者腰节段，因为该区域是脊柱损伤的高发区域[6]。针对该区域的运动学评定主要是通过节段的活动范围，运动的角速度，角加速度，运动模式等[1,7—8]。但是目前大多数的学者均将腰段或者胸腰段看成一个单一的刚体来进行运动学参数评估。Ahmadi等[9]通过数字视频透视技术研究腰椎屈伸运动，发现每一个节段的运动角度均不相同，且L4L5和L5S1的运动幅度最大。Cakir等[10—12]的研究也表明，腰椎疾病的发病部位也主要集中在L4L5和L5S1节段。因此，进行运动学分析时，若能对胸腰区域采用多节段分析代替单一节段分析，会更好的帮助认识腰椎运动与相关疾病的评估。基于此，本文分别建立了胸段与全腰段的简略躯干运动模型和胸段，上腰段与下腰段的细化躯干运动模型，然后分析者两种躯干模型在水平行走，上楼梯，躯干前屈，同侧拾取物体，对侧拾取物体五种日常活动下的运动学差异性，从而探索细化躯干运动模型的必要性。

1 资料与方法

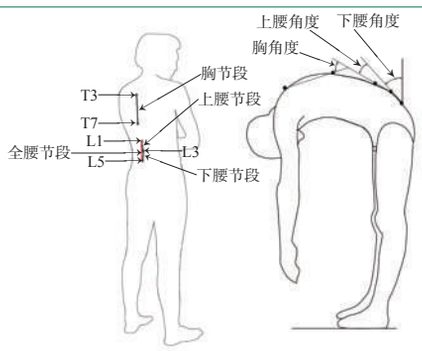
1.1 研究对象

本实验包括了26个健康的年轻人，身高为169.9±5.9cm，体重为63.5±8.4kg，体重指数BMI为22.0±2.3kg/m^2，所有志愿者经过筛选，其筛选标准：没有可见的运动功能障碍，没有下肢和脊柱的损伤病史，6个月内没有任何手术记录，实验前24h内不能有剧烈运动。本实验得到了深圳市第二人民医院的支持，而且所有的志愿者在实验前，均签订知情同意书。

1.2 研究方法及步骤

实验数据均由两台加拿大NDI运动捕捉系统

图1 标记点的粘贴示意图及节段与角度的定义

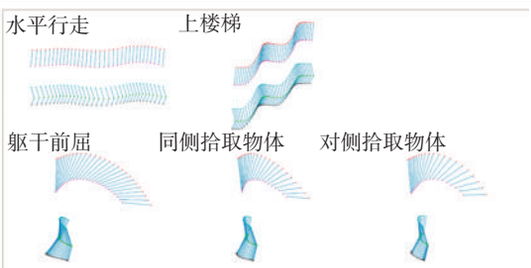


获取，采样频率为90Hz。上楼梯活动所用的台阶为三个上台阶和三个下台阶组成，每个台阶的高度是150mm。

所有的志愿者都要光脚且穿上我们指定的衣服和短裤，然后由脊柱外科的医生帮助粘贴标记点，标记点位置为胸第三、七椎体的棘突，腰第一、三、五椎体的棘突，其中胸第三、第七标记点构成的向量表示胸节段的运动，腰第一、五标记点构成的向量表示全腰节段的运动，腰第一、三标记点构成的向量表示上腰节段的运动，腰第三、五标记点构成的向量表示下腰节段的运动。标记点的粘贴与节段角度定义如图1所示。标记点粘贴结束后，由外科医生进行五种日常活动的动作示范，让志愿者多次练习直到他们能自然的完成这五种动作为止。

五种动作包括水平行走，上楼梯，躯干前屈，同侧拾取物体，对侧拾取物体，如图2所示。水平行走过程要求志愿者以自然的、近似相等的速度行走；上楼梯过程要求志愿者以自然的速度走上每一个台阶，且一次只能一只脚站在台阶上；躯干前屈过程要求志愿者自然弯腰且过程中两臂自然下垂，手指过膝盖则回复到站立状态；同侧拾取物体过程要求志愿者弯腰用右手去拾取放在右脚前侧的透明胶带，拿到胶带后回复到直立状态，整个过程要求膝关节尽量不屈曲；对侧拾取物体过程要求志愿者弯腰用

图2 五种动作的运动棍图



右手去拾取放在左脚前侧的透明胶带,拿到胶带后回复到直立状态,整个过程要求膝关节尽量不屈曲。每个动作采集三组实验数据。

1.3 数据分析

每一个志愿者的每一个参数均采取3次实验的平均值表示。其中水平行走和上楼梯活动,选取一个步态周期的数据并将时间归一化到0%—100%;躯干前屈,同侧拾取物体和对侧拾取物体则选取胸节段前屈过程0°—90°和回复过程90°—0°范围的各个节段的数据并归一化到0%—90%和90%—180%。分别对胸节段、全腰节段构成的简略躯干模型和胸节段、上腰节段、下腰节段构成的细化躯干模型两种模型在五种不同的日常活动下的节段角度采用主成分分析,确定每一个动作的协调性。

2 结果

2.1 躯干节段的运动学参数

健康人群在躯干前屈,同侧拾取物体和对侧拾取物体三种活动下的0°—90°及90°—0°范围内,两种躯干模型的各个节段屈曲角度的变化规律没有显著差异,但是侧弯角度差异显著。在上楼梯和行走过程中,下腰节段,上腰节段和全腰节段的屈曲角度和侧弯角度在上楼梯活动中显著高于行走活动,胸节段的屈曲角度在两种活动中均接近零,但是侧弯角度具有较大幅度的波动。见图3—4。

在简略躯干模型中,全腰节段的屈曲角度和侧弯角度在五种活动中均显著高于其他节段。在细化躯干模型中,下腰节段的屈曲角度和侧弯角度在五种活动中均显著高于其他节段。

2.2 运动耦合与协调性分析

矢状面上,躯干前屈、同侧拾取物体和对侧拾取物体在简略躯干模型与细化躯干模型中的各节段屈曲角度的第一主成分的贡献率均超过95%;水平行走和上楼梯活动中,细化模型中的各节段屈曲角度的第一主成分均低于85%。冠状面上,细化躯干模型侧弯角度的第一主成分在五种活动中均超过了85%,而简略躯干模型的侧弯角度在上楼梯,前侧拾取物体和对侧拾取物体三种活动中第一主成分的贡献率均低于85%。见图5。

如图6所示,矢状面上,在五种活动中,简略躯

图3 简略躯干模型与细化躯干模型节段屈曲角度

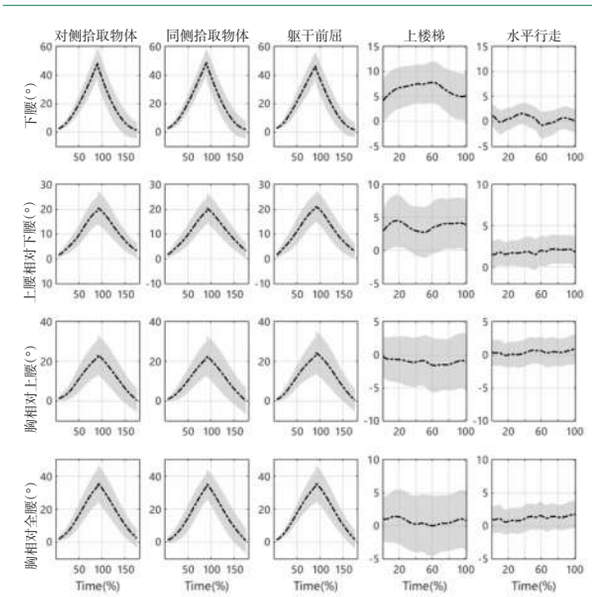
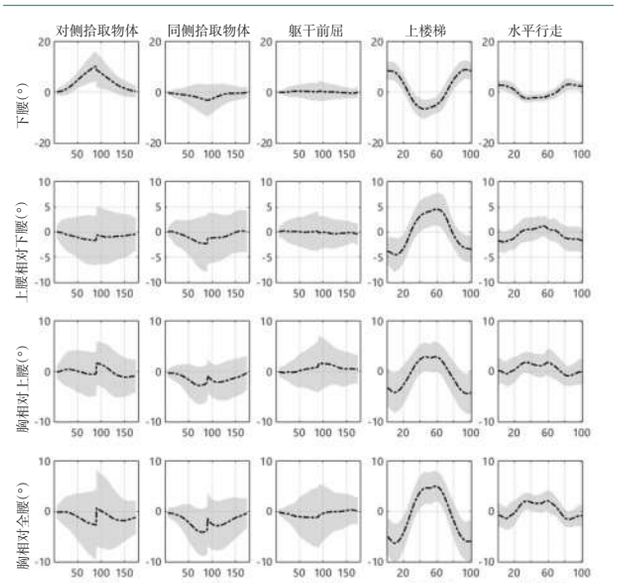


图4 简略躯干模型与细化躯干模型节段侧弯角度



干模型的全腰节段的载荷系数显著高于胸节段；细化躯干模型中，下腰节段的载荷系数显著高于其他节段，而且在上楼梯和水平行走活动中，下腰节段和上腰节段的载荷系数的符号相反。如图7所示，冠状面上，简略模型的全腰节段的载荷系数除了在对侧拾取物体中表现出高于胸节段，在其他四种活动中均没有表现出显著的差异性；细化的躯干模型中，对侧拾取物体、上楼梯与水平行走活动中的下腰节段的载荷系数显著高于其他两个节段。其中，对侧拾取物体、上楼梯和水平行走活动中，上腰节段和下腰节段的载荷系数符号相反。

图5　简略躯干模型与细化躯干模型节段屈曲角度与侧弯角度主成分贡献率

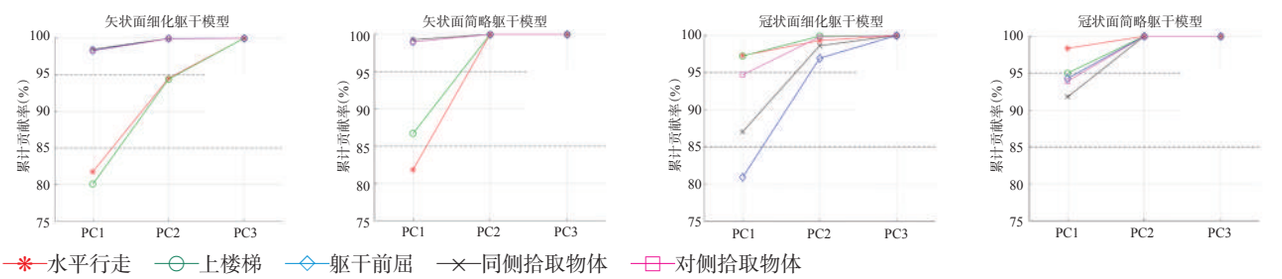


图6　简略躯干模型与细化躯干模型节段屈曲角度载荷系数

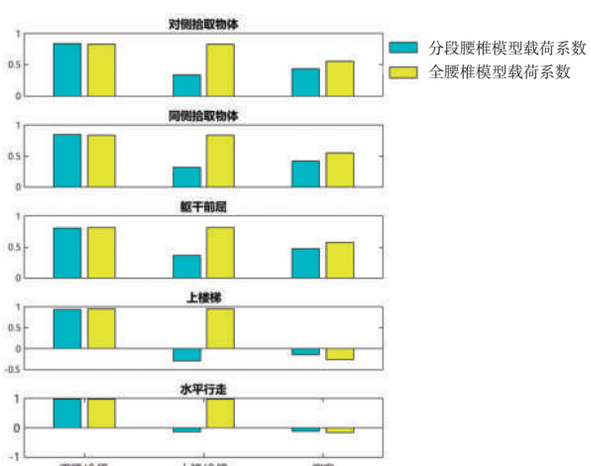
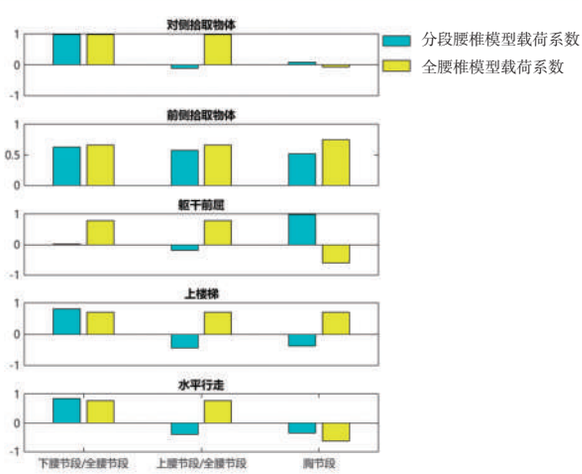


图7　简略躯干模型与细化躯干模型节段侧弯角度载荷系数



3　讨论

脊柱的运动学研究可帮助医生更好的认识与评定下背痛，脊柱侧凸等脊柱疾病。但是目前的运动学研究，尤其涉及运动捕捉的运动学研究均将整个躯干看成一个整体，或者简略的分成胸和腰两个节段，这种过于粗略的分析忽略了节段间的相互作用。因此，本文主要分析对比简略和细分两种躯干模型在五种日常活动下的运动学差异，旨在揭示简略躯干模型可能会忽略掉的一些运动学规律，从而改善脊柱的运动学研究方法，更好的帮助医生认识与理解脊柱相关疾病的运动学特性。

本文的五种日常活动可以分成两大类，一类是躯干前屈、同侧拾取物体和对侧拾取物体，该类主要反映了躯干完成大幅度弯曲动作的能力和模式；另一类是水平行走，上楼梯，该类主要反映了躯干小幅度摆动辅助身体平衡的模式。

两种躯干模型的各个节段屈伸角度的变化曲线在大幅度弯曲的三种活动中的0°—90°和90°—0°范围内，没有显著的差异性。这主要是因为健康人群的脊柱没有任何损伤，可以较轻松的完成这三种运动而不需要特殊的代偿和适应机制。而侧弯角度在该三种活动中出现了显著的差异性，因为不同的活

动对躯干有不同程度和方向的扭转要求,其中躯干前屈过程,侧弯角度基本为零且波动幅度非常小,反映了健康人群在完成该动作时,具有较高的稳定性。在两种小幅度摆动的活动中,上楼梯活动的屈曲角度和侧弯角度显著比行走活动的幅度大,因此,采用上楼梯活动来进行两种躯干模型或者不同人群的运动学差异性研究可能会得到更加显著的结果;

在五种日常活动中,通过简略模型可以发现,腰部承担主要的活动,而通过细化的躯干模型可以发现,在腰部节段活动中,下腰节段则提供主要的活动。

通过主成分分析的第一主成分的贡献率发现,如图5,五种活动中,大幅度弯曲的三种活动在简略躯干模型和细化躯干模型中屈曲角度的第一主成分贡献率均超过95%,而小幅度摆动的两种活动的第一主成分的贡献率多数均低于85%,表明大幅度弯曲时,躯干各个节段的屈曲角度的协调性较高,而小幅度摆动时,躯干各节段的屈曲角度协调性较差。冠状面的侧弯角度的在躯干前屈活动中,由于波动幅度基本为零,因此第一主成分的贡献率不具有显著的参考意义。细化躯干模型在其他四种活动下的侧弯角度的第一主成分贡献率要高于简略躯干模型且均超过85%,表明采用细化躯干模型描述下的躯干各个节段之间的协调性较好。

通过对比五种不同活动下的屈曲角度(图6)的第一主成分的载荷系数发现,在细化躯干模型中,下腰节段的载荷系数显著高于其他节段,表明在完成这五种活动中,下腰节段贡献的权重均为最大。在三种大幅度弯曲活动中,胸节段的载荷系数均高于上腰节段,因此,完成此三种活动上腰节段的贡献率最低。在两种小幅度摆动的活动中,上腰节段和下腰节段的载荷系数出现了符号相反的情况,而上腰节段和胸节段的符号保持一致,说明躯干在行走和上楼梯活动中,上腰节段和下腰节段的运动出现了方向不一致。而简略躯干模型由于将腰部运动看成一个整体,则忽略了内部的异向运动。

躯干前屈活动中,由于侧弯幅度基本接近零,主成分分析的结果不具有显著的参考意义。因此,侧弯角度分析仅仅考虑剩余四种活动,发现除同侧拾取物体外,其他三种活动的上腰节段和下腰节段的载荷系数均出现了符号相反的现象。表明侧弯角度在该三种活动中均有节段间的相互抵消作用。而这种抵消作用使得简略躯干模型中的全腰节段的运动幅度较小,若采用简略躯干模型进行不同人群的腰椎运动的差异性分析,其差异性也可能因为这种内部的抵消作用而减小或没有差异性。

细化躯干模型的上腰节段和下腰节段的屈曲角度与侧弯角度在不同的日常活动出现了载荷系数相反即节段间的运动抵消。这可能是Lee等[13—14]发现健康人群与下背痛人群的运动角度差异非常小的一个原因。因此在进行躯干运动学分析时,应该采用躯干多刚体模型代替单一刚体模型,从而可以揭示更多的躯干运动学特性。

4 结论

本研究分析了26个健康的年轻人在水平行走,上楼梯,躯干前屈,同侧拾取物体,对侧拾取物体五种日常活动下,简略躯干模型与细化躯干模型在运动表征上的差异性。简略模型中腰部节段被看成一个单体刚体,通过细化躯干模型发现,在腰部的节段间差异非常显著,首先在屈曲与侧弯幅度上,下腰节段是整个腰部节段的主要活动节段。其次,在水平行走、上楼梯活动的矢状面与冠状面上以及对侧拾取物体活动的冠状面上,均出现了腰部节段间的异向相对运动。导致简略躯干运动模型中全腰节段的运动幅度降低,表征不完善。因此,在进行躯干运动分析,特别是对比不同腰椎疾病人群的运动学特性时,对脊柱节段进行细化,尤其腰部节段的细化非常有必要。

参考文献

[1] Lee SW, Kim SY. Comparison of Ranges of Motion in The Thoracolumbar Region for Clinical Diagnoses of Patients with Chronic Low Back Pain [J]. Journal of the Korean Society of Physical Medicine, 2010, 5(3): 363—373.

[2] Asgari M, Sanjari MA, Mokhtarinia HR, et al. The effects of movement speed on kinematic variability and dynamic stability of the trunk in healthy individuals and low back pain patients [J]. Clinical Biomechanics, 2015,30(7):682—688.

[3] Mahaudens P, Banse X, Mousny M, et al. Gait in adolescent idiopathic scoliosis: kinematics and electromyographic analysis [J]. Eur Spine J, 2009, 18(4): 512—521.

[4] Hajizadeh K, Huang M, Gibson I, et al. Developing a 3D Multi-body Model of a Soliotic spine during lateral bending for comparison of ribcage flexibility and lumbar joint loading to the normal model[C]. ASME 2013 International Mechanical Engineering Congress and Exposition. American So

ciety of Mechanical Engineers, 2013:V03AT03A027-V03AT03A027.
[5] Chow JW, Park SA, Tillman MD. Lower trunk kinematics and muscle activity during different types of tennis serves [J]. Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol,2009,1(1):24.
[6] Waters TR, Putz-Anderson V, Garg A, et al. Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks [J]. Ergonomics, 1993, 36(7): 749—776.
[7] Williams JM, Haq I, Lee RY. A novel approach to the clinical evaluation of differential kinematics of the lumbar spine [J]. Manual Therapy, 2013, 18(2): 130—135.
[8] Lee RYW, Wong TKT. Relationship between the movements of the lumbar spine and hip [J]. Human Movement Science, 2002, 21(4): 481—494.
[9] Ahmadi A, Maroufi N, Behtash H, et al. Kinematic analysis of dynamic lumbar motion in patients with lumbar segmental instability using digital videofluoroscopy [J]. European Spine Journal, 2009, 18(11): 1677—1685.
[10] Akhaddar A, Belfquih H, Oukabli M, et al. Posterior ring apophysis separation combined with lumbar disc herniation in adults: a 10-year experience in the surgical management of 87 cases Clinical article [J]. Journal of Neurosurgery-spine, 2011, 14(4): 475—483.
[11] Cakir T, Evcik D, Subasi V, et al. The Efficacy of Gabapentin in Patients with Failed Back Surgery Syndrome [J]. Turkiye Fiziksel Tip ve Rehabilitasyon Dergisi-Turkish Journal of Physical Medicine and Rehabilitation, 2014, 60(4): 323—328.
[12] Nowicki BH, Haughton VM, YU SW, et al. Radial tears of the intervertebral disc - Anatomic appearance, biomechanics, and clinical effects [J]. International Journal of Neuroradiology, 1997, 3(4): 270—284.
[13] LEE JK, Desmoulin GT, Khan AH, et al. Comparison of 3D spinal motions during stair-climbing between individuals with and without low back pain [J]. Gait & Posture, 2011, 34(2): 222—226.
[14] Vogt L, Pfeifer K, Portscher M, et al. Influences of nonspecific low back pain on three-dimensional lumbar spine kinematics in locomotion [J]. Spine, 2001, 26(17): 1910—1919.

（上接第617页）

发所得MMN和P300的波幅和潜伏期得出：TS 组任务难度低于OS组和RS组，而OS组和RS组任务难度相似。对于OS组和RS组任务难度相似的结论，一方面可能与样本量小有关，另一方面可能二者之间差异确实不显著。如果为第二种可能，今后研究选取OS组和RS组之一即可。总之，本研究各实验范式均诱发得到P300和MMN，且观察到了各组之间MMN和P300波幅和潜伏期的差异，有望进一步应用于VS/UWS和MCS的鉴别诊断及预后预测，探索cDOC患者隐藏的认知功能，为该类患者康复措施的制定和临床治疗指明方向。

参考文献

[1] Laureys S, Celesia G, Cohadon F, et al. Unresponsive wakefulness syndrome: a new name for the vegetative state or apallic syndrome[J]. BMC Med, 2010,8:68.
[2] Jennett B, Plum F. Persistent vegetative state after brain damage. A syndrome in search of a name[J]. Lancet, 1972,1(7753):734—737.
[3] Giacino J, Ashwal S, Childs N, et al. The minimally conscious state: definition and diagnostic criteria[J]. Neurology, 2002,58(03):349—353.
[4] Kotchoubey B, Veser S, Real R, et al. Towards a more precise neurophysiological assessment of cognitive functions in patients with disorders of consciousness[J]. Restor Neurol Neurosci, 2013,31(4):473—485.
[5] Qin P, Di H, Yan X, et al. Mismatch negativity to the patient's own name in chronic disorders of consciousness[J]. Neuroscience Letters, 2008,448(1):24—28.
[6] Risetti M, Formisano R, Toppi J, et al. On ERPs detection in disorders of consciousness rehabilitation[J]. Frontiers in Human Neuroscience, 2013,7:1—10.
[7] Li R, Song W, Du J, et al. Connecting the P300 to the diagnosis and prognosis of unconscious patients[J]. Neural Regeneration Research, 2015,10(3):473—480.
[8] Real R, Veser S, Erlbeck H, et al. Information processing in patients in vegetative and minimally conscious states[J]. Clinical Neurophysiology, 2016,127(2):1395—1402.
[9] Cheng L, Gosseries O, Ying L, et al. Assessment of localisation to auditory stimulation in post-comatose states: use the patient's own name[J]. BMC Neurol, 2013,13:27.
[10] Cavinato M, Volpato C, Silvoni S, et al. Event-related brain potential modulation in patients with severe brain damage[J]. Clinical Neurophysiology, 2011,122(4):719—724.
[11] Raettig T, Kotz SA. Auditory processing of different types of pseudo-words: An event-related fMRI study[J]. NeuroImage, 2008,39(3):1420—1428.
[12] Li R, Song W, Du J, et al. Electrophysiological correlates of processing subject's own name[J]. Neuro Report, 2015,26(16):937—944.
[13] Laureys S, Perrin F, Brédart S, et al. Self-consciousness in non-communicative patients[J]. Consciousness and Cognition, 2007,16(3):722—741.
[14] Strauss M, Sitt JD, King JR, et al. Disruption of hierarchical predictive coding during sleep[J]. Proc Natl Acad Sci USA, 2015,112(11): 1353—1362.
[15] Chennu S, Finoia P, Kamau E, et al. Dissociable endogenous and exogenous attention in disorders of consciousness [J]. Neuroimage Clin, 2013,3:450—461.
[16] Vanhaudenhuyse A, Laureys S, Perrin F, et al. Cognitive Event-related potentials in comatose and post-comatose states [J]. Neurocritical Care, 2008,8(2):262—270.
[17] Demertzi A, Tshibanda L, Verville V, et al. Multiple fMRI system-level baseline connectivity is disrupted in patients with consciousness alterations[J]. Cortex, 2014,52:35—46.
[18] Holeckova I, Fischer C, Giard M, et al. Brain responses to a subject's own name uttered by a familiar voice[J]. Brain Research, 2006,1082(1):142—152.
[19] Bennington JY, Polich J. Comparison of P300 from passive and active tasks for auditory and visual stimuli[J]. Int J Psychophysiol, 1999,34(2):171—177.
[20] Wronka E, Kaiser J, Coenen AM, et al. The auditory P3 from passive and active three-stimulus oddball paradigm[J]. Acta Neurobiol Exp (Wars), 2008,68(3):362—372.