



步态周期内正常状态及关节过度活动下肩肘关节运动学仪器法分析

KINEMATIC INSTRUMENTAL ANALYSIS OF THE SHOULDER AND ELBOW JOINT IN NORMAL CONDITIONS AND WITH HYPERMOBILITY OF THE JOINT IN THE GAIT CYCLE

© O.I. Vorontcova¹, L.A. Udockhina², M.S. Baranets¹, M.V. Grechitaeva³, L.A. Goncharova²

¹ Astrakhan State University, Astrakhan, Russia

² Astrakhan State Medical University, Astrakhan, Russia

³ Belgorod National Research University, Belgorod, Russia

Received: 29.10.2018

Revised: 23.01.2019

Accepted: 05.03.2019

背景: 有证据表明, 在诸多病理状态下, 患者行走时的摆臂周期受到影响或被完全改变。

目的: 我们通过运动学仪器步态分析法评估了正常状态与关节过度活动综合征 (JHS) 下肩关节和肘关节的功能状态。

材料与方法. 我们研究了27例12至15岁的JHS女性患者与健康受试者。通过Vicon活动捕捉与分析系统 (Vicon公司, 英国牛津) 记录生物力学参数。

结果: 与健康组相比, JHS组肩关节可见冠状轴及矢状轴肢体运动幅度降低。健康组在摆臂周期内肩关节呈内旋状态, 而JHS组肩关节在摆臂周期内大多呈外旋状态。JHS组前臂摆动相对肘关节屈曲角度明显增大 ($41.5^\circ \pm 0.90^\circ$), 支撑相屈曲角度有所减小。JHS组肩关节承受肌力也有所下降。

结论: JHS受试者上肢与肩肘关节连接处活动度的常见体征变化包括屈曲幅度降低与肩肘关节肌力下降。在本研究中, 青少年JHS患者可见肩关节内旋角度明显减小以及上肢运动幅度降低。

关键词: 步态周期; 运动捕捉与分析系统; 肩肘关节; 关节过度活动综合征

Background. There is evidence for violation or a complete change in the arm swing cycle during walking in a number of pathologic conditions.

Aim. We assess the functional state of the shoulder and elbow joints in normal conditions and with joint hypermobility syndrome (JHS) using the kinematic instrumental method of analyzing gait.

Material and methods. We studied 27 adolescent girls 12–15 years old with JHS and healthy subjects. A Vicon motion capture analysis system (Vicon, Oxford, Great Britain) was used to record biomechanical parameters.

Results. A decrease in limb movement amplitudes was noted in the shoulder joint around the frontal and sagittal axes in patients with JHS compared to the norm. During the arm swing cycle in the normal state, the shoulder is in a state of internal rotation, whereas in the girls with JHS, the shoulder is in a state of external rotation for most of the arm swing cycle. The elbow joint in the JHS subjects showed a significant increase in flexion angle of the forearm in the swing phase of $41.5^\circ \pm 0.90^\circ$ and a decrease in this angle in the stance phase. The JHS group also showed a decrease in power of the muscles acting on the shoulder joint.

Conclusions. A common sign of changes in the range of motion of the links of the upper limb in the shoulder and elbow joints in subjects with JHS was decreased amplitude of their flexion and decreased power of the joints. In the adolescents with JHS in the shoulder joint, a significant decrease in the internal rotation angles and reduction of the limb was found.

Keywords: gait cycle; motion capture and analysis system; shoulder and elbow joints; hypermobility syndrome of joints.

背景

关节过度活动综合征（JHS）是先天性全身结缔组织发育不良的主要临床表现。由于突变类型与临床表现形式多种多样，结缔组织遗传病是儿科与小儿骨科诊断过程最为复杂的疾病之一。疾病编码ICD-10仅包含JHS（M35.7）等五类遗传性疾病分类。相比于正常青少年平均活动频率6.7%至39.6%，JHS患者的临床特征是关节活动度增加[1]。运动学仪器步态分析用于评估四肢关节功能状态指标值。既往研究大多分析肌肉骨骼系统被动部位的支撑、弹性和运动功能，以及下肢、盆腔与脊柱骨骼肌在健康及病理状态下的功能。在这种情况下，难以理解行走过程步态周期内的上肢运动。光电活动捕捉系统研发成功后，学者们开始注意上肢在步态周期内的作用。几位学者的研究证实，步行时手部活动受限降低了步态在内外、前后以及竖直方向上的稳定性[2]。手部活动平衡受损在躯体失衡恢复过程中起到了至关重要的作用[3]。此外，步行时手部摆动有助于减少竖直方向上的支撑反力[4, 5]。行走时手部活动受限或完全缺失，会导致竖直方向的质量中心偏移幅度增加[6]。

通过对上述研究的分析，我们提出了一个有关行走过程手部活动影响的假设，通过最大程度上降低神经肌肉损耗，稳定躯体平衡，从而减少能量消耗[7, 8]。研究人员发现，几种病理状态下患者行走过程可见摆手周期障碍或完全改变。有学者对髌股关节疼痛综合征患者[9]与爱唐综合征活动过度患者[10, 11]的步态运动学特征进行了研究。然而，这些研究没有探讨行走时下肢与盆腔的运动学特征。目前尚无研究就JHS患者行走过程中上肢关节活动的相关生物力学参数进行分析。

本研究采用运动学仪器步态分析法，旨在评估健康人群和关节过度活动综合征

（JHS）患者肩关节和肘关节的功能状态。为实现这一目的，我们制定了以下研究目标：1）确定健康人群肩肘关节功能状态的相关定量指标 2）确定JHS女性青少年患者肩肘关节的运动学特征。

材料与方法

本研究采用了人类步行摆手周期概念[12]。本研究根据儿童与青少年生理学研究所（Institute of Physiology of Children and Adolescents）在1965年提出的年龄阶段划分权威生物学方法[13]，共招募27例12至15岁青春期女性患者。此外还招募了22名健康女性受试者（身高， 1.64 ± 0.26 m；体重 49.5 ± 2.3 kg；下肢长度， 0.80 ± 0.02 m）。入选标准包括无任何心血管疾病、神经系统疾病与肌肉骨骼系统疾病，无任何可见姿态或运动功能损伤，活动度与肌力无异常。研究组包括五例JHS女性患者（身高， 1.70 ± 0.12 m；体重， 47.5 ± 3.4 kg；下肢长度， 0.85 ± 0.04 m）。

本次采取实时研究模式。要求受试者在一个测力平台上行走七段路程，健康受试者与JHS患者分别在 1.2 ± 0.1 m/s与 0.92 ± 0.1 m/s内以任意速度行走。

通过以下设备记录生物力学参数：包括10台Vicon N40红外摄像机在内的Vicon活动捕捉与分析系统（英国牛津），AMTI测力平台（OR6-5-1000，美国马萨诸塞州沃特敦），Vicon Nexus与Vicon Polygon软件（英国）。我们研究了肩关节屈曲伸展角度以及内收外展角度、肩关节肢体旋转、肘关节前臂屈伸与肩肘关节肌力。骨骼模型的关节肌力按照关节力矩数量积和关节活动角速度测定，取绝对值，单位为W/kg。

根据指导大纲的规定，在受试者身上安装组合步态（Plug-in Gait）全身贴点模

表1

摆手周期相关肢体部位最大运动角度

关节	运动	向前摆动相		向后摆动相	
		下摆期	上摆期	下摆期	上摆期
肩关节	屈曲		×		
	伸展	×			×
	内收		×		
	外展	×			×
	内旋		×	×	
	外旋	×			×
肘关节	屈曲			×	
	伸展	×			×

型，标记点共计39个[14]。通过记录健康受试者行走时上肢运动状态获得图片数据，根据图片分析结果计算出摆手周期相关肢体部位的最大运动角度（表1）。

通过Mathcad软件对所有数据进行了统计分析。 $p \leq 0.05$ 时，组间差异具有显著性。

结果

行走时上肢运动多为周期性运动。在周期早期，手部行至上部最后方；在周期中期，手部行至上部最前方；在周期末期，手部回行至上部最后方。上臂摆动周期与同侧下肢步态周期同步，让我们能够以时间为参数将上肢与下肢的运动周期相结合。

摆手周期分为两相：向上向前肢体摆动相与向上向后肢体摆动相；每相各占整个周期时间的50%。每相包含上摆期与下摆期（各占周期时间的25%）。相期边界表示手部行至上部最后方与上部最前方的对应时刻以及双手呈对称位置的两个对应时刻。

表2列出了本研究健康受试者与同龄JHS患者的肩肘部运动学参数。

与健康受试者一样，JHS患者在行走时肩关节呈伸展状态，其幅度根据摆手周期相期的不同而发生变化。但相对于健康受试者，JHS患者肩关节冠状轴肢体运动幅度有所降低。因此，在向前肢体摆动相内，健康受试者平均伸展角度为 $-23.9 \pm 1.10^{\circ}$ ，而JHS患者为 $-16.6 \pm 0.70^{\circ}$ ；在向后肢体摆动相内，两组分别为 $-26.6 \pm 0.90^{\circ}$ 与 $-18.5 \pm 0.60^{\circ}$ 。向后肢体摆动相伸展欠均匀；下摆期伸展幅度逐渐增加的趋势有所减弱，幅度放缓。

行走时，肩关节一直呈内收状态，与摆动周期初期与末期几乎不同步，但与向后摆动相上摆期基本同步[12]。JHS患者的肩关节矢状轴肢体运动与健康受试者不同。如表2所示，在向前摆动相内，健康受试者的平均内收角度为 $21.3 \pm 0.50^{\circ}$ ，而JHS患者为 $12.5 \pm 0.70^{\circ}$ 。

在正常状态下的完整步态周期内，肩关节呈内旋；内旋指标可能发生变化，在向前摆动相上摆期和向后摆动相下摆期内达到最大值。最大值与摆动周期初期及末期一致[12]。在JHS患者摆动周期内，肩关节大多呈外旋，最大值基本与摆动周期初期及

表2

健康受试者（对照组）与JHS患者步态周期肩肘部运动学参数

关节	运动	向前摆动相		向后摆动相	
		对照组	JHS组	对照组	JHS组
肩关节	屈曲	- 4.2 ± 0.30	- 5.7 ± 0.50*	0	0
	伸展	- 23.9 ± 1.10	- 16.6 ± 0.70*	- 26.6 ± 0.90	- 18.5 ± 0.60*
	内收	21.3 ± 0.50	12.5 ± 0.70*	0	0
	外展	17.4 ± 0.40	7.4 ± 0.60*	16.8 ± 0.50	6.5 ± 0.40*
	内旋	22.9 ± 0.80	3.9 ± 0.50*	23.5 ± 0.60	0*
	外旋	15.2 ± 0.60	- 4.9 ± 0.40*	14.2 ± 0.60	- 6.7 ± 0.50*
肘关节	屈曲	0	41.5 ± 0.90*	53.3 ± 1.10	0*
	伸展	35.3 ± 1.20	30.8 ± 0.90*	33.9 ± 1.10	32.0 ± 0.80

注：**p* < 0.05时，该组平均值显著性差异；JHS，关节过度活动综合征患者；对照组，健康受试者

末期一致。内旋最大值在向前摆动相上摆期大（41.5 ± 0.90°），而在向后摆动相内为3.9 ± 0.50°，而在向后摆动相下摆期内减小（图1）。

对JHS患者肘关节运动学特征进行研究后发现，前臂屈曲角度在向前摆动相内显著增大（41.5 ± 0.90°），而在向后摆动相内减小（图2）。肩肘关节相关上肢部位活动的运动学参数发生改变，与此同时，动力学参数也出现明显变化。肩关节承受肌力可见明显

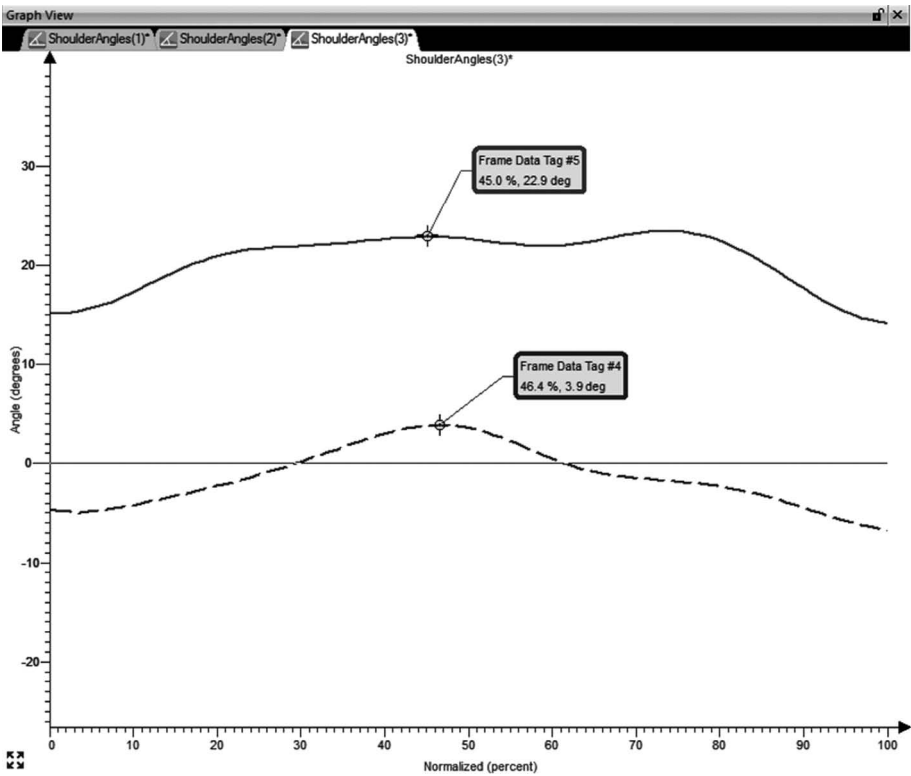


图1. 肩关节旋转图示（Vicon Polygon程序截图）。虚线表示关节过度活动综合征患者，实线表示健康受试者

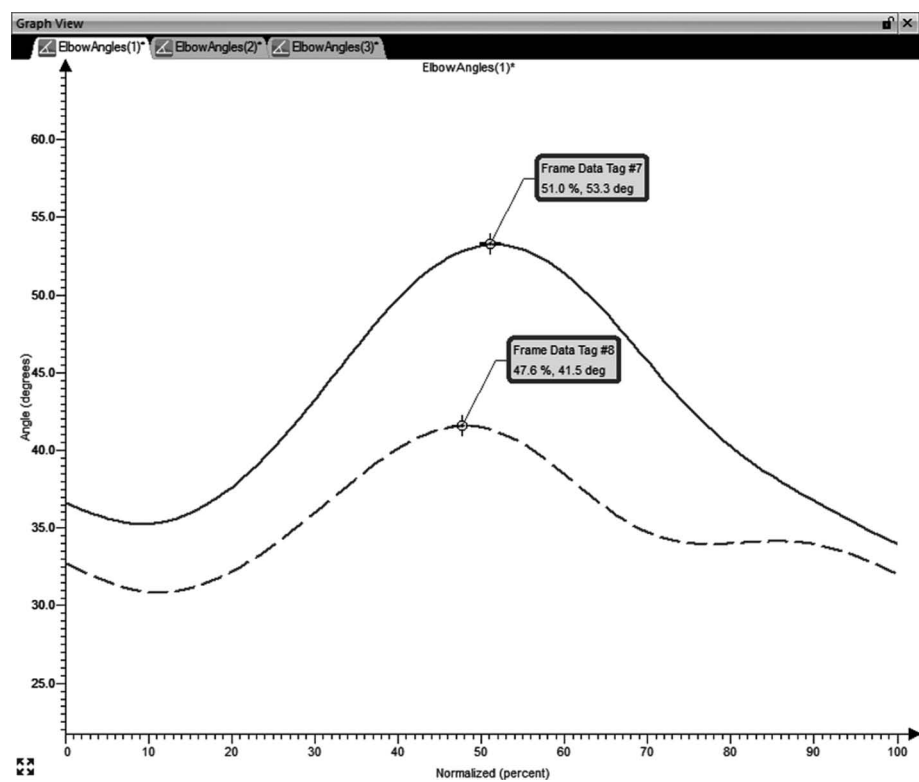


图2. 肘关节屈曲图示（Vicon Polygon程序截图）。虚线表示关节过度活动综合征患者，实线表示健康受试者

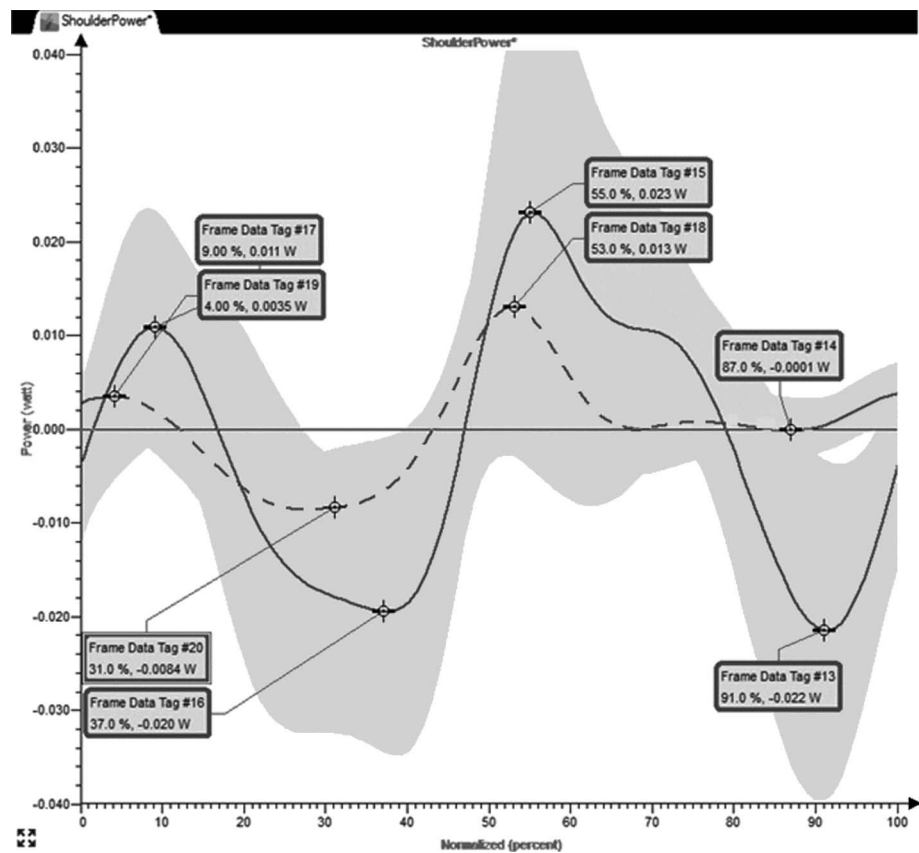


图3. 关节过度活动综合征患者（实线）与健康受试者（虚线）肩关节的肌力图示

改变。因此，上肢行至最前方与最后方时，肩关节肌力分别下降至0.0075 W与0.01 W（图3）。

讨论

目前人们难以理解行走时的上肢运动状态。部分原因在于手部运动对人类步态模式无足轻重的根深蒂固的观点。另一原因在于人们使用步态周期或重建手部周期性活动对手部运动分析，但未取得成果[15]。为研究行走过程中上肢运动状态，我们首次提出并采用与步态周期实时同步的步行摆手周期概念，并结合Vicon光电活动捕捉系统进行研究。通过采取这一方法，我们获得了详细的肩肘关节运动学与动力学参数，建立了三维运动模型。

目前尚无类似的临床研究。

我们发现，JHS患者肩肘关节上肢相关部位运动幅度降低，这可能是对关节过度活动的代偿性反应，确保躯体达到最佳运动表现。

结论

本研究通过活动捕捉技术和三维建模探讨上肢关节运动学特征，分析人类步态，从而对运动状态进行定量评估；本运动学研究也可用于JHS与其它肌肉骨骼系统病理状态诊断技术。

本研究获取了一些定量数据。这些数据体现了健康受试者与JHS患者行走时的运动学与动力学特征。JHS患者上肢与肩肘关节连接处活动度的常见体征变化包括屈曲幅度降低与肩肘关节肌力下降。

研究还发现，JHS患者肩关节内旋角度与肢体内收角度明显减小。

其他信息

经费来源。本研究在俄罗斯联邦教育科学部国家级课题（资助编号12.9588.2017/7.8）框架下开展。

利益冲突。作者无任何利益冲突。

伦理审查。所有受试者均为自愿，其家长已签署书面知情同意书，同意受试者参与本研究。本研究获得阿斯特拉罕国立医科大学（Astrakhan State Medical University）伦理委员会批准（协议号：12，日期：2018年9月17日）。

作者贡献

*O. I. Vorontsova*与*L. A. Udochkina*负责本研究思路及结构设计。

*M. S. Baranets*负责数据收集与材料处理工作。

*M. S. Baranets*与*M. V. Grechitaeva*负责统计分析与数据处理。

O. I. Vorontsova、*L. A. Udochkina*、*L. A. Goncharova*与*M. V. Grechitaeva*负责数据分析和阐释。

*O. I. Vorontsova*与*L. A. Udochkina*负责文稿撰写工作。

References

1. Острополец С.С. К проблеме недифференцированной дисплазии соединительной ткани у детей // Педиатрические аспекты дисплазии соединительной ткани. Достижения и перспективы. – М.; Тверь; СПб.: ООО РГ «ПРЕ100», 2010. – С. 62–65. [Ostropolez SS. K probleme nedifferentsirovannoy displazii soedinitel'noy tkani u detey. In: Pediatricheskie aspekty displazii soedinitel'noy tkani. Dostizheniya i perspektivy. Moscow; Tver'; Saint Petersburg: PRE100; 2010. P. 62–65. (In Russ.)]
2. Nakakubo S, Doi T, Sawa R, et al. Does arm swing emphasized deliberately increase the trunk stabi-

- lity during walking in the elderly adults? *Gait Posture*. 2014;40(4):516-520. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.06.005>.
3. Pijnappels M, Kingma I, Wezenberg D, et al. Armed against falls: the contribution of arm movements to balance recovery after tripping. *Exp Brain Res*. 2010;201(4):689-699. <https://doi.org/10.1007/s00221-009-2088-7>.
4. Ortega JD, Fehlmán LA, Farley CT. Effects of aging and arm swing on the metabolic cost of stability in human walking. *J Biomech*. 2008;41(16):3303-3308. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.06.039>.
5. Umberger BR. Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking. *J Biomech*. 2008;41(11):2575-2580. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.05.024>.
6. Collins SH, Adamczyk PG, Kuo AD. Dynamic arm swinging in human walking. *Proc Biol Sci*. 2009;276(1673):3679-3688. <https://doi.org/10.1098/rspb.2009.0664>.
7. Massaad F, Lejeune TM, Detrembleur C. Reducing the energy cost of hemiparetic gait using center of mass feedback: a pilot study. *Neurorehabil Neural Repair*. 2010;24(4):338-347. <https://doi.org/10.1177/1545968309349927>.
8. Yizhar Z, Boulos S, Inbar O, Carmeli E. The effect of restricted arm swing on energy expenditure in healthy men. *Int J Rehabil Res*. 2009;32(2):115-123. <https://doi.org/10.1097/MRR.0b013e32830d3675>.
9. Barton CJ, Levinger P, Menz HB, Webster KE. Kinematic gait characteristics associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Gait Posture*. 2009;30(4):405-416. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.07.109>.
10. Celletti C, Galli M, Cimolin V, et al. Use of the gait profile score for the evaluation of patients with joint hypermobility syndrome/Ehlers-Danlos syndrome hypermobility type. *Res Dev Disabil*. 2013;34(11):4280-4285. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2013.09.019>.
11. Galli M, Cimolin V, Rigoldi C, et al. Gait strategy in patients with Ehlers-Danlos syndrome hypermobility type: a kinematic and kinetic evaluation using 3D gait analysis. *Res Dev Disabil*. 2011;32(5):1663-1668. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2011.02.018>.
12. Воронцова О.И., Удочкина Л.А., Мазин И.Г., Гончарова Л.А. Цикл движения верхних конечностей при нормальной ходьбе человека // Медицинский вестник Башкортостана. – 2016. – Т. 11. – № 6. – С. 53–58. [Vorontsova OI, Udochkina LA, Mazin IG, Goncharova LA. The cycle of upper extremities motion in normal walking of a man. *Bashkortostan medical journal*. 2016;11(6):53-58. (In Russ.)]
13. Безруких М.М., Сонькин В.Д., Фарбер Д.А. Возрастная физиология (физиология развития ребенка). – М.: Академия, 2009. [Bezrukih MM, Sonkin VD, Farber DA. *Vozrastnaya fiziologiya (fiziologiya razvitiya rebenka)*. Moscow: Akademia; 2009. (In Russ.)]
14. wweb.uta.edu [Internet]. Plug-In-Gait [cited 2018 Feb 17]. Available from: <http://wweb.uta.edu/faculty/ricard/Classes/KINE-5350/PIGManualver1.pdf>.
15. Baker R. Measuring walking: A handbook of clinical analysis. London: Mac Keith Press; 2013.

Information about the authors

Olga I. Vorontcova — PhD, Associate Professor, the Head of Center of Collective Facilities “Three-dimensional study of the biomechanics of human movements”. Astrakhan State University, Astrakhan, Russia. <https://orcid.org/0000-0002-4037-3990>. eLibrary SPIN 6255-7878. E-mail: aspuvorontsova@gmail.com.

Larisa A. Udochkina — MD, PhD, Associate Professor, the Head of Department of Anatomy. Astrakhan State Medical University, Astrakhan, Russia. <https://orcid.org/0000-0001-5016-0633>. eLibrary SPIN 9142-4447. E-mail: udochkin-lk@mail.ru.

Marina S. Baranec — Specialist of Center of Collective Facilities “Three-dimensional study of the biomechanics of human movements”. Astrakhan State University, Astrakhan, Russia. <https://orcid.org/0000-0003-4496-7021>. eLibrary SPIN 6158-5630. E-mail: marinka_bants@mail.ru.

Marina V. Grechitaeva — BD, PhD, Professor, Professor Department of Biology, Director of the Museum of Nature. Belgorod National Research University, Belgorod, Russia. <https://orcid.org/0000-0002-3712-1557>. eLibrary SPIN 8576-6490. E-mail: loza65@mail.ru.

Ludmila A. Goncharova — MD, PhD, Professor, Professor Department of Pediatric Surgery. Astrakhan State Medical University, Astrakhan, Russia. <https://orcid.org/0000-0002-1450-7158>. eLibrary SPIN 8233-1743. E-mail: sanomed@rambler.ru.