



<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2020-18-5-62-70>

Оригинальная статья
Original paper

УДК 616.831-009.81:303.052

ФЕНОМЕНОЛОГИЯ ИНЕРЦИАЛЬНОЙ КИНЕМАТИКИ В СТРУКТУРЕ ФОРМИРОВАНИЯ ДВИГАТЕЛЬНЫХ АДАПТАЦИЙ

ЛУКАШЕВИЧ В.А.¹, ПОНОМАРЕВ В.В.¹, МИЦКЕВИЧ В.Е.², ГУБКИН С.В.³,
ГАВРИЛОВИЧ Ю.А.², ЖУРКО Е.А.², КИПЕЛЬ А.Н.²

¹ Белорусская медицинская академия последипломного образования (г. Минск Республика Беларусь)

² Парк высоких технологий, унитарное предприятие «ВРТЭК» (г. Минск Республика Беларусь)

³ Институт физиологии НАН Беларуси (г. Минск Республика Беларусь)

Поступила в редакцию 2 июня 2020

© Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2020

Аннотация. Целью исследования являлась разработка методики оценки состояния двигательной адаптации на уровне основных суставных элементов локомоторной системы при выполнении поструральных девиаций с инерциальными компонентами в группе здоровых добровольцев ($n=24$). Для проведения исследования использовалась технология «умного» костюма «Teslasuit» с системой инерциальных измерительных сенсоров. На основе полученных кватернионов выполнялась реконструкция виртуальной скелетной модели тела испытуемого с последующим расчетом угловых ускорений для каждого направления пространственного перемещения с последующим частотным преобразованием и выделением показателей инерциальной кинематики в частотных полосах 0,1–5, 6–10 и 11–15 Гц. Для оценки двигательных адаптивных реакций были разработаны тестовые задания: тест латеро-латеральных девиаций, тест вентро-дорзальных девиаций, тест аксиальных ротаций вокруг вертикали, тест линейных перемещений по вертикали. Все тестовые задания выполнялись с применением биологически-обратной связи. Проведенное исследование выявило наличие универсальных механизмов регуляции двигательной адаптации с активацией компонентов осевых ротаций туловища и осевых ротаций и сгибаний ведущего плечевого сустава. Вместе с этим обеспечение динамической фазы поструральной регуляции при осевых ротациях и наклонах туловища приводит к активации механизмов двигательной адаптации со стороны ведущего тазобедренного, коленного и голеностопного суставов, при этом аксиальные перемещения формируют картину кинематической стабилизации данных элементов локомоторной системы.

Ключевые слова: двигательная адаптация, инерциальная кинематика, клиническая биомеханика, технология «Teslasuit», адаптивная кинезитерапия, поструральное тестирования.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Для цитирования. Лукашевич В.А., Пономарев В.В., Мицкевич В.Е., Губкин С.В., Гаврилович Ю.А., Журко Е.А., Кипель А.Н. Феноменология инерциальной кинематики в структуре формирования двигательных адаптаций. Доклады БГУИР. 2020; 18(5): 62-70.

PHENOMENOLOGY OF INERTIAL KINEMATICS IN THE STRUCTURE OF FORMING MOTOR ADAPTATIONS

ULADZISLAU A. LUKASHEVICH¹, ULADZIMIR U. PONOMAREV¹,
ULADZISLAU E. MITSKEVICH², SIARHEY V. GUBKIN³, YURY A. GAVRILOVICH²,
YAUHEN A. ZHURKO², ARTUR N. KIPEL²

¹ *Belarusian Medical Academy of Postgraduate Education (Minsk, Republic of Belarus)*

² *High-Tech Park, Unitary Enterprise "VRTEK" (Minsk, Republic of Belarus)*

³ *Institute of Physiology, National Academy of Sciences of Belarus (Minsk, Republic of Belarus)*

Submitted 2 June 2020

© Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2020

Abstract. The aim of the study was to develop a methodology for assessing the state of motor adaptation at the level of the main joint elements of the locomotor system when performing postural deviations with inertial components in a group of healthy volunteers ($n=24$). To conduct the study we used the "Teslasuit" smart suit as a technology with a system of inertial measuring units. A virtual skeletal model of the subject's body was reconstructed on the obtained quaternions for each direction of spatial displacement. Parameters of inertial kinematic were calculated by the Fast Fourier Transform in the frequency bands of 0.1–5, 6–10, and 11–15 Hz. To assess motor adaptive reactions, we developed the following tests: ventrodorsal displacement test; laterolateral displacement test; linear displacement test in vertical direction; axial rotation test around vertical. All test tasks were performed using biofeedback as a virtual reality environment. The study revealed the presence of universal motor adaptation mechanisms with activation of the components of axial rotation of the trunk and axial rotation and flexion of the leading shoulder joint. At the same time, a dynamic phase of postural regulation during axial rotations and tilts of the body leads to the activation of motor adaptation mechanisms from the leading hip, knee, and ankle joints, while axial movements form a picture of the kinematic stabilization of these locomotor system elements.

Keywords: motor adaptation, inertial kinematics, clinical biomechanics, "Teslasuit" technology, adaptive kinesitherapy, postural testing.

Conflict of interests. The authors declare no conflict of interests.

For citation. Lukashevich U.A., Ponomarev U.U., Mitskevich U.E., Gubkin S.V., Gavrilovich Y.A., Zhurko E.A., Kipel A.N. The phenomenology of inertial kinematics in the structure of forming motor adaptations. Doklady BGUIR. 2020; 18(5): 62-70.

Введение

Клиническая биомеханика (КБ) является прикладным направлением изучения различного рода нарушений нейромышечных скелетных и связанных с движением функций (НССДФ), а также специфических механизмов приспособления локомоторной системы (ЛС) к двигательному дефекту [1]. Несмотря на это, практическое применение КБ ограничивается анализом кинематики отдельных элементов, сингулярная функция которых в общей картине функционирования ЛС зачастую остается нераскрытой [2]. Так, большинство исследований посвящено анализу пространственно-временной кинематики [3]. В то же время, по мнению ряда авторов, в КБ сложных движений с резкими изменениями направлений особое место занимают механизмы обеспечения ускорений [4], оценка которых, как правило, выполняется при расчете угловых ускорений, что не отражает в полной мере уровень формирования двигательных адаптаций (ДА). Также в КБ основным методом исследования остается анализ шаговой локомоции, а провокационные поструральные тесты не имеют стандартизированной клинической методологии [5]. Таким образом, актуальным вопросом КБ является разработка методики комплексной оценки НССДФ при формировании ДА на различных уровнях ЛС.

Целью исследования являлась разработка методики оценки состояния ДА на уровне основных суставных элементов (СЭ) ЛС при выполнении поструральных девиаций с инерциальными компонентами в группе здоровых добровольцев.

Методика проведения эксперимента

Исследование одобрено этическим комитетом ГУО «Белорусская медицинская академия последиplomного образования». В нем приняли участие 24 добровольца с правосторонним ведущим кинематическим звеном (ВКЗ), в возрасте от 20 до 45 лет ($30,6 \pm 9,1$ лет). Гендерное соотношение количества мужчин к количеству женщин составляло 15:9. Антропометрические параметры имели следующий вид: рост $175,5 \pm 6,1$ см, масса тела $72,9 \pm 7,8$ кг.

Все участники исследования подписывали информированное согласие. Перед исследованием каждому испытуемому проводилось мануальное тестирование активной резистивной и пассивной суставной подвижности с определением объема суставной кинематики тазобедренных суставов и силы мышечных сокращений.

Критериями включения в исследование являлись: возраст от 20 до 40 лет; индекс массы тела от 18,6 до 30; желание принимать участие в эксперименте.

Критериями исключения были: наличие судорожного синдрома в анамнезе в течение последних 7 лет; жалобы на головокружение в течение последнего года; болевой синдром любой степени выраженности, локализации и генеза, имеющий место на момент проведения исследования; ограничение активной и пассивной суставной подвижности в тазобедренных суставах; снижение мышечной силы в пояснично-подвздошных, ягодичных, четырехглавых мышц и мышц задней группы бедра, а также передней и задней большеберцовых и малоберцовых мышц; отказ от участия в исследовании.

Для достижения поставленной цели была разработана группа тестов, выполняемых в вертикально ориентированном положении тела: 1) тест латеро-латеральных девиаций (ТЛЛД) – перемещения тела в стороны во фронтальной плоскости; 2) тест вентро-дорзальных девиаций (ТВДД) – отклонения тела в сагиттальной плоскости вперед и назад; 3) тест аксиальных ротаций вокруг вертикали (ТАРВ) – приседания; 4) тест линейных перемещений по вертикали (ТЛПВ) – повороты тела в горизонтальной плоскости вокруг вертикальной оси. Данные тесты составили диагностическую батарею пострурального тестирования (ДБПТ).

Выполнение ДБПТ предусматривает использование «умного» костюма «Teslasuit» (производства компании «ВРТЭК», Республика Беларусь), связанного по каналу Wi-Fi с виртуальной средой тестирования. В костюме «Teslasuit» интегрированы инерциальные измерительные сенсоры (ИИС). На рис. 1 представлена схема расположения ИИС в области плечей (№ 1), предплечий (№ 2), кистей (№ 3), бедер (№ 4), голени (№ 5), стоп (№ 6), а также грудного (№ 7) и поясничного (№ 8) отделов позвоночника.

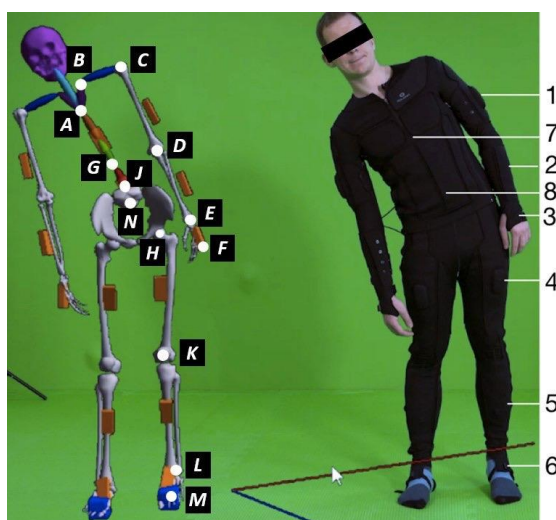


Рис. 1. Схема реконструкции виртуальной скелетной модели тела человека
Fig. 1. Scheme of reconstruction of virtual skeletal model of the human body

Анализ инерциальной кинематики выполнялся по угловым ускорениям ($\text{рад}/\text{с}^2$) суставов виртуальной скелетной модели тела испытуемого (частота дискретизации данных составляла 30 Гц), выполненной на основе программного продукта «OpenSim» (открытая платформа серии 4,1) с внесением собственных изменений и собственной процедурой калибровки, с реконструкцией основных анатомических ориентиров (отображены на рис. 1): *A* – V грудной позвонков; *B* – внутренний угол лопатки; *C* – плечевой сустав; *D* – локтевой сустав; *E* – лучезапястный сустав; *F* – кисть; *G* – позвоночно-двигательный сегмент XII грудного и I поясничного позвонков; *J* – позвоночно-двигательный сегмент V поясничного и I крестцового позвонков; *H* – тазобедренный сустав; *K* – коленный сустав; *L* – голеностопный сустав; *M* – стопа; *N* – копчик. Ориентиры объединялись между собой в релевантные углы (рис. 1): *AGJ* – кинематическое сочленение грудного и поясничного отделов позвоночника; *GJN* – кинематическое сочленение поясничного отдела позвоночника и таза; *NHK* – тазобедренный сустав; *HKL* – коленный сустав; *KLM* – голеностопный сустав; *ABC* – кинематическое сочленение верхнего плечевого пояса справа; *BCD* – плечевой сустав. Данные углы являлись исследуемыми СЭ.

Полученные данные подвергались дискретному преобразованию Фурье с разделением спектра на частотные полосы (ЧП): 0,1–5 Гц (ЧП1), 6–10 Гц (ЧП2) и 11–15 Гц (ЧП3). Затем рассчитывались показатели инерциальной кинематики (ПИК) в виде медианы (*Me*), верхнего (*UQ*) и нижнего (*LQ*) квартилей для каждой ЧП.

Каждый ПИК включает три определителя. Первый определитель обозначает СЭ: 1 – кинематическое сочленение грудного и поясничного отделов позвоночника; 2 – кинематическое сочленение поясничного отдела позвоночника и таза; 3 – правый тазобедренный сустав; 4 – левый тазобедренный сустав; 5 – правый коленный сустав; 6 – левый коленный сустав; 7 – правый голеностопный сустав; 8 – левый голеностопный сустав; 9 – кинематическое сочленение верхнего плечевого пояса справа; 10 – кинематическое сочленение верхнего плечевого пояса слева; 11 – правый плечевой сустав; 12 – левый плечевой сустав.

Второй определитель обозначает вид движения (ВД): 1 – сгибание / разгибание; 2 – отведение / приведение; 3 – осевые ротации; 4 – латеральные отклонения в стороны; 5 – вентральные и дорзальные отклонения; 6 – краниальные / каудальные перемещения.

Третий определитель отражает спектральную полосу: 1 – ЧП1; 2 – ЧП2; 3 – ЧП3.

Все тестовые задания ДБПТ выполнялись с применением биологической обратной связи. Испытуемому на экране монитора предлагалось совершить совмещение виртуального управляемого объекта (ВУО) с движущимся объектом-мишенью. Положение ВУО на мониторе контролировалось за счет перемещений собственного тела. Время выполнения каждого тестового задания составляло 30 с.

Статистическую обработку данных выполняли в пакете Statistica 12.6 (разработчик – «Dell», США). После оценки нормальности распределения для данных, не соответствующих нормальности, применяли непараметрические статистические методы. Критерием достоверности принималось значение $p \leq 0,05$. Параметрические данные представляли в виде среднего арифметического со стандартным отклонением, непараметрические – в виде $Me[UQ/LQ]$. Обработка массивов данных, получаемых от ИИС, с последующим преобразованием Фурье и вычислением ПИК выполнялась при помощи языка программирования «Python» (разработчик: «Python Software Foundation», США) с использованием инструментария библиотек SciPy и Pandas.

Результаты и их обсуждение

В табл. 1 представлены ПИК суставных элементов локомоторной системы при выполнении ДБПТ.

Из таблицы следует, что при выполнении ДБПТ имеют место статистически значимые отличия между ПИК ЧП, относящихся к одному блоку ВД. При этом ПИК в ЧП3 является достоверно большим в сравнении с ЧП2 и ЧП1, а ПИК в ЧП1 достоверно меньшим в сравнении с ЧП2 и ЧП3.

Таблица 1. Показатели инерциальной кинематики суставных элементов при выполнении диагностической батареи пострального тестирования
Table 1. Indicators of inertial kinematics of joint elements evaluated after implementing a diagnostic battery of postural testing

СЭ (JE)	ВД (TM)	ЧП (FL)	ТВДД (VDDT)			ТЛД (LLDT)			ТЛПВ (LDTV)			ТАРВ (ARTV)		
			LQ	Me	UQ	LQ	Me	UQ	LQ	Me	UQ	LQ	Me	UQ
1	4	1	0,1	0,2	0,3	0,1	0,2	0,4	0,1	0,1	0,3	0,1	0,3	0,5
		2	0,4	0,9	1,5	0,4	0,8	1,5	0,4	0,8	1,3	0,6	1,1	2,0
		3	0,8	1,7	2,9	0,7	1,5	2,5	0,6	1,3	2,3	0,8	1,8	3,0
	3	1	0,1	0,3	0,6	0,1	0,3	0,5	0,1	0,2	0,4	0,4	0,9	1,5
		2	0,5	1,0	1,7	0,5	0,9	1,5	0,4	0,8	1,3	1,2	2,6	4,5
		3	0,7	1,5	2,8	0,7	1,4	2,3	0,6	1,3	2,3	1,6	3,4	5,8
	1	1	0,1	0,4	0,7	0,2	0,3	0,6	0,1	0,2	0,5	0,2	0,5	0,9
		2	0,6	1,5	2,6	0,4	0,9	1,7	0,4	1,0	1,7	0,7	1,4	2,4
		3	1,0	2,1	3,4	0,8	1,7	2,9	0,8	1,4	2,6	1,2	2,3	3,8
2	4	1	0,1	0,2	0,3	0,1	0,2	0,3	0,1	0,1	0,3	0,1	0,2	0,5
		2	0,4	0,9	1,5	0,4	0,8	1,5	0,4	0,8	1,3	0,5	1,1	2,0
		3	0,8	1,7	2,9	0,7	1,5	2,5	0,7	1,3	2,3	0,8	1,8	3,1
	3	1	0,1	0,3	0,6	0,1	0,3	0,5	0,1	0,2	0,4	0,4	0,9	1,5
		2	0,5	1,0	1,7	0,4	0,9	1,5	0,4	0,8	1,3	1,2	2,6	4,5
		3	0,7	1,6	2,8	0,6	1,4	2,3	0,6	1,3	2,2	1,6	3,4	5,8
	1	1	0,1	0,4	0,7	0,2	0,3	0,6	0,1	0,2	0,5	0,2	0,5	0,9
		2	0,6	1,5	2,6	0,4	0,9	1,7	0,4	1,0	1,7	0,7	1,4	2,4
		3	1,0	2,1	3,4	0,8	1,7	2,9	0,8	1,4	2,6	1,1	2,3	3,8
3	1	1	1,6	3,6	6,4	0,7	1,5	2,5	1,3	2,8	5,1	1,0	2,1	3,7
		2	4,6	10,1	17,9	1,8	4,0	7,4	3,9	7,8	12,5	2,3	4,7	8,0
		3	5,9	13,2	22,1	2,8	5,3	9,2	4,6	9,6	17,0	3,5	7,2	12,3
	2	1	0,6	1,2	2,1	0,5	1,1	2,0	0,3	0,7	1,4	0,6	1,4	2,3
		2	1,5	3,1	5,4	1,8	3,9	6,7	1,2	2,5	4,8	1,9	3,9	6,6
		3	2,4	5,1	8,6	2,3	5,2	9,0	1,7	3,6	6,6	2,9	5,8	9,3
	3	1	0,8	2,0	3,8	0,6	1,4	2,7	0,5	1,0	1,9	1,8	4,4	8,0
		2	2,2	4,6	7,4	1,5	3,5	5,7	1,2	2,7	4,5	8,2	16,1	28,7
		3	2,7	6,0	10,6	2,3	4,7	7,6	1,5	3,9	6,8	9,2	22,0	36,3
4	1	1	1,6	3,2	6,4	0,7	1,5	2,7	1,4	3,0	5,3	0,7	1,7	3,0
		2	4,8	9,8	17,3	1,7	3,5	6,0	3,9	8,0	14,1	2,1	4,4	7,3
		3	6,0	12,9	21,4	2,6	5,4	9,4	4,9	11,4	19,5	3,1	6,1	11,0
	2	1	0,5	1,0	1,9	0,5	1,1	2,0	0,4	0,8	1,7	0,5	1,0	1,7
		2	1,4	2,9	5,0	2,2	4,3	7,4	1,4	3,1	5,1	1,4	2,9	5,2
		3	2,5	4,8	7,9	3,2	6,1	9,8	2,2	4,7	7,3	2,2	4,5	7,6
	3	1	0,7	1,8	3,6	0,6	1,5	2,9	0,7	1,5	2,9	2,2	4,6	9,1
		2	2,1	4,8	7,9	1,7	3,1	5,6	1,5	3,6	5,9	8,1	16,6	29,7
		3	2,9	5,8	9,9	2,3	4,9	7,6	2,5	5,1	8,6	10,1	20,8	34,3
5	1	0,7	1,7	3,2	0,7	1,5	2,4	2,2	4,8	8,3	0,7	1,6	3,4	
	2	1,8	3,6	6,1	1,5	3,5	5,8	7,0	15,0	23,7	2,3	4,3	7,3	
	3	2,5	5,1	8,7	2,1	4,5	8,1	7,6	18,5	31,4	3,6	7,1	12,2	
6	1	0,5	1,1	1,9	0,6	1,4	2,5	2,2	4,9	9,1	0,4	0,8	1,6	
	2	1,3	2,6	4,4	1,6	3,6	6,1	7,4	15,6	26,7	1,2	2,4	4,0	
	3	1,6	3,5	6,0	2,6	5,0	9,1	8,8	20,4	33,1	1,7	4,0	6,6	
7	1	1	2,0	4,7	9,5	0,5	0,9	1,6	1,1	2,5	4,4	0,6	1,2	2,2
		2	6,1	13,0	21,1	1,2	2,6	5,0	3,5	7,4	12,6	1,7	3,6	6,7
		3	5,8	11,7	20,0	2,4	4,7	7,4	4,9	10,1	17,1	2,9	6,2	9,6
	3	1	1,1	2,4	4,1	0,4	0,9	1,6	0,3	0,6	1,2	0,3	0,7	1,4
		2	2,2	5,0	8,7	1,3	2,7	4,7	1,0	2,0	3,4	0,9	2,0	3,5
		3	2,3	5,6	9,3	1,8	3,6	6,4	1,7	3,1	5,1	1,5	3,2	5,2
8	1	1	1,8	4,2	7,8	0,5	1,2	2,0	1,2	2,4	4,7	0,5	1,0	2,0
		2	3,9	8,4	13,6	1,4	3,1	5,4	3,5	8,4	14,1	1,8	3,8	6,9
		3	4,6	9,3	16,3	2,0	4,5	7,5	5,7	10,5	18,3	2,6	5,4	9,2
	3	1	1,2	2,6	4,6	0,5	1,2	2,1	0,4	0,8	1,4	0,3	0,6	1,1
		2	2,3	5,0	8,9	1,6	3,2	5,4	1,1	2,1	3,8	1,1	2,1	3,5
		3	3,1	6,1	10,2	2,4	4,5	7,7	1,4	3,1	5,2	1,4	3,3	5,1

Окончание таблицы 1
Ending table 1

9	6	1	0,2	0,4	0,7	0,2	0,4	0,7	0,2	0,3	0,6	0,3	0,7	1,2
		2	0,6	1,6	2,9	0,7	1,4	2,4	0,5	0,9	1,5	0,7	1,6	2,9
		3	1,1	2,3	3,9	0,9	1,9	3,2	0,7	1,5	2,5	1,3	2,6	4,5
	5	1	0,3	0,7	1,2	0,3	0,6	1,1	0,2	0,4	0,7	0,6	1,8	3,9
		2	1,1	2,2	3,9	0,7	1,4	2,3	0,5	1,1	1,8	3,6	8,3	14,1
		3	1,5	3,1	5,2	1,0	2,1	3,6	0,8	1,8	3,2	5,6	10,3	18,4
10	6	1	0,2	0,4	0,8	0,2	0,4	0,7	0,1	0,2	0,4	0,3	0,5	1,0
		2	0,7	1,5	2,8	0,7	1,4	2,3	0,4	0,8	1,5	0,6	1,5	2,7
		3	1,1	2,4	3,9	0,9	1,9	3,2	0,7	1,2	2,2	1,2	2,6	4,2
	5	1	0,3	0,7	1,3	0,2	0,5	0,8	0,1	0,3	0,6	0,6	1,5	3,8
		2	1,1	2,3	3,9	0,5	1,1	2,0	0,5	1,0	1,8	3,8	8,8	14,7
		3	1,7	3,3	5,7	0,9	1,8	3,0	0,9	1,7	2,8	4,5	10,0	18,5
11	2	1	0,2	0,5	0,8	0,2	0,3	0,6	0,1	0,3	0,5	0,3	0,6	1,2
		2	0,6	1,4	2,3	0,7	1,3	2,4	0,4	0,8	1,5	0,9	1,7	3,2
		3	1,0	2,1	3,6	0,9	1,7	3,1	0,6	1,2	2,2	1,4	2,7	4,5
	3	1	0,2	0,6	1,2	0,4	0,8	1,4	0,1	0,3	0,6	1,0	2,2	4,4
		2	1,2	2,3	4,1	0,7	1,5	2,5	0,5	1,0	1,7	4,6	9,6	15,5
		3	1,9	3,5	5,6	1,1	2,1	3,4	0,7	1,7	2,9	6,4	12,4	21,2
	1	1	0,7	1,6	3,1	0,3	0,7	1,5	0,4	0,9	1,5	0,6	1,6	2,8
		2	3,8	8,2	14,4	1,1	2,4	4,6	1,2	2,3	4,1	2,3	4,5	7,7
		3	5,1	11,2	18,2	2,2	4,4	7,7	1,9	3,8	6,8	3,4	6,6	11,2
12	2	1	0,2	0,4	0,7	0,2	0,3	0,6	0,1	0,2	0,4	0,3	0,6	1,1
		2	0,6	1,2	2,1	0,7	1,5	2,5	0,4	0,9	1,6	0,9	1,9	3,1
		3	0,9	1,9	3,3	0,9	2,0	3,7	0,6	1,4	2,4	1,3	2,7	4,7
	3	1	0,2	0,5	0,9	0,2	0,6	1,0	0,1	0,3	0,6	0,8	1,9	3,9
		2	0,8	1,6	2,9	0,7	1,4	2,2	0,5	1,0	1,8	4,8	9,6	17,0
		3	1,2	2,5	4,1	1,0	1,8	3,1	0,9	1,9	3,0	5,3	11,7	19,7
	1	1	0,7	1,6	3,1	0,3	0,7	1,5	0,2	0,6	1,4	0,7	1,4	2,6
		2	3,5	7,1	12,2	1,4	3,0	5,0	1,1	2,5	4,3	2,2	4,2	7,5
		3	4,4	9,5	16,9	2,0	4,6	7,9	1,8	4,0	6,7	2,8	6,3	10,9

Механизмы ДА остаются не до конца изученным феноменом [6, 7], основанным на нейрофизиологических процессах регуляции сложных движений с доминированием инерциальных компонентов [3, 8, 9], при которых растяжимость эластических элементов сочетается с изометрическим напряжением контрактивных в условиях равных энергетических затрат, что формирует различные условия двигательных компенсаций [6, 10]. В то же время ДА верхних и нижних конечностей происходят по разным механизмам [11], что лишний раз подчеркивает необходимость комплексной оценки всех СЭ ЛС в своей совокупности.

В клинической практике зачастую ставится вопрос об эффективности проводимого лечения. Методы КБ являются наиболее целесообразными в количественной оценке нарушений НССДФ, например, при установлении динамики проводимой терапии. В то же время в изученных авторами литературных источниках отсутствуют упоминания о прикладных клинических техниках оценки ДА. Вероятнее всего, данный диссонанс между реальной клинической потребностью в стандартизированном инструменте и предложенных решениях обусловлен сложными процессами рефлекторного регулирования контрактивности саркомеров как основного элемента компенсации излишних мышечных сокращений в ограниченных условиях энергетических затрат [3, 6, 9, 12]. В то же время процесс ДА сопровождается запуском противоположных по своей сути нейрофизиологических механизмов, направленных на повышение жесткости СЭ как за счет стабилизации, так и за счет активации динамической фазы движений [13, 14].

Учитывая данные особенности формирования ДА, авторами была разработана и предложена, в качестве прикладного инструмента, методика оценки инерциальной кинематики, основанная на частотном анализе ускорений СЭ ЛС. По мнению авторов, ее главным преимуществом является принципиальное отличие от постурологических тестов, используемых при стабилотрии. В рамках выполнения всей ДБПТ выявляются специфические элементы ДА, свойственные для определенного пространственного перемещения. Выполнение тестов не требует соблюдения строгих пред установок позы или выполнения стереотипных и, в том числе, циклических движений, в рамках которых

компенсации двигательного дефекта могут оставаться адаптированными в кинематических пределах общего двигательного пула. Разработанный подход строится на создании провокационных ситуаций, связанных с выполнением целенаправленных действий, при которых в общую двигательную программу встраиваются инерциальные двигательные компоненты как результирующие интегральной работы функции произвольных двигательных реакций и контроля произвольных двигательных функций.

Применение инновационной методики позволило установить, что при выполнении ДБПТ в каждом тестовом задании инерциальная кинематика СЭ1 и СЭ2 была одинаковой ($p=0,0$), что свидетельствует об универсальных механизмах ДА, свойственных для аксиальной мускулатуры. Средние значения ПИК для аксиального отдела ЛС составили: в ЧП1 – 0,3 [0,6/0,1] рад/с², в ЧП2 – 1,1 [2,0/0,5] рад/с², в ЧП3 – 1,8 [3,1/0,9] рад/с². Вместе с тем установлены статистически большие значения ПИК СЭ9 в сравнении с СЭ10 при ВД5 во время выполнения ТЛЛД, что может быть связано с запуском вращательных движений ВКЗ как механизма ДА. При сравнении кинематики СЭ3 и СЭ4 для ТЛПВ выявлены статистически большие значения ПИК во всех ВД, что связано с моторными компенсациями вертикальных перемещений, при которых основная нагрузка, связанная со стабилизацией ЛС, приходится на ВКР, а именно, на тазобедренный сустав. При выполнении ТАРВ картина формирования ДА имеет противоположный характер, когда большие ПИК отмечаются со стороны ведущего тазобедренного сустава, что обуславливается доминирующей кинематикой ВКЗ при выполнении целенаправленных движений. Выполнение ТВДД выявило статистические различия кинематики СЭ3 и СЭ4 в ВД2 (во всех ЧП), что указывает на большую кинематическую активность СЭ3 при отведении и приведении ведущего, а также ротациях бедра (ВД3 ЧП2 и ЧП3). Выполнение перемещений во фронтальной плоскости во время ТЛЛД связано с активацией инерциальной кинематики со стороны СЭ3 во время сгибания и разгибания (ЧП2), а также со стороны СЭ4 при отведении (ЧП2 и ЧП3), что является следствием запуска механизмов активации кинематики в виде флексии ведущего бедра и отведения противоположного СЭ. При сравнении ПИК СЭ5 и СЭ6 установлено, что при ТВДД и ТАРВ происходит активация механизмов ДА со стороны ВКЗ, выполнение других тестов имеет противоположную картину, что связано со спецификой тестовых заданий.

Аналогичная картина отмечается при сравнении СЭ7 и СЭ8. Так, большие ПИК СЭ7 зафиксированы во всех ЧП ВД1 при выполнении ТВДД и ПИК 7.1.1, 7.1.3 и 7.3.1 при выполнении ТАРВ. Со стороны СЭ8 установлены большие значения ПИК во всех ЧП ВД3 ТЛЛД и ВД1 ТЛПВ. Механизмы ДА со стороны СЭ11 и СЭ12 идентичны для всех тестов и связаны с активацией инерциальной кинематики ВКЗ при выполнении сгибаний и осевых ротаций, на что указывают большие значения ПИК ВД3 во всех ЧП, за исключением ЧП2 ТЛЛД, а также ВД1, за исключением ЧП1 ТВДД, ЧП2 и ЧП3 ТЛПВ.

Таким образом, проведенное исследование выявило наличие универсальных механизмов моторной регуляции процессов ДА, связанных с активацией компонентов осевых ротаций туловища и осевых ротаций и сгибаний ведущего плечевого сустава. Вместе с этим обеспечение динамической фазы постуральной регуляции при осевых ротациях и наклонах туловища приводит к активации механизмов ДА со стороны ведущего тазобедренного, коленного и голеностопного суставов, при этом аксиальные перемещения формируют картину кинематической стабилизации данных элементов ЛС.

Заключение

Результатом проведенного исследования явилась разработка методики оценки феномена двигательной адаптации со стороны основных суставных элементов локомоторной системы, принимающих участие в обеспечении эффективного поддержания постурального баланса тела при выполнении инерциальных моторных компонентов сложных целенаправленных действий. Разработанная методика включает: 1) выполнение стандартизированной диагностической батареи постуральных тестов, каждый из которых является специфичным в отношении определенной кинематической плоскости; 2) анализ суставных девиаций с выделением показателей инерциальной кинематики.

Анализ разработанных показателей позволил установить ряд универсальных механизмов двигательной адаптации на уровне туловища, нижних конечностей и плечевых суставов, связанных с активацией осевых ротаций туловища и осевых ротаций и сгибаний ведущего плечевого сустава со стороны ведущего кинематического звена. Двигательная адаптация на уровне нижних конечностей имеет двойственную природу. В первую очередь она связана с активацией динамической фазы постурального регулирования при выполнении осевых ротаций и наклонов. С другой стороны, аксиальные перемещения туловища вдоль вертикали формируют кинематическую стабилизацию в суставах ведущего кинематического звена.

Полученные данные могут использоваться в клинической практике как показатели «нормы» при оценке нарушений нейромышечных скелетных и связанных с движением функций и требуют проведения дополнительных исследований в данном направлении.

References

1. Lieber R.L., Fridén J. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle Nerve*. 2000;23(11):1647-66. DOI: 10.1002/1097-4598(200011)23:11<1647::aid-mus1>3.0.co;2-m.
2. Loudon J.K. Biomechanics and pathomechanics of the patellofemoral joint. *Int J Sports Phys Ther*. 2016;11:820-830. PMC5095937.
3. Almarwani M., Van Swearingen J.M., Perera S., Sparto P.J., Brach J.S. Challenging the motor control of walking: Gait variability during slower and faster pace walking conditions in younger and older adults. *Arch. Gerontol. Geriatr*. 2016;66:54-61.
4. Sawicki G.S., Sheppard P., Roberts T.J. Power amplification in an isolated muscle-tendon unit is load dependent. *J Exp Biol*. 2015;218(22):3700-3709. DOI: 10.1242/jeb.126235.
5. Ozinga S.J., Machado A.G., Koop M.M., Rosenfeldt A.B., Alberts J.L. Objective Assessment of Postural Stability in Parkinson's Disease Using Mobile Technology Mobile Technology for Assessment of PD Postural Stability. *Mov. Disord*. 2015;30:1214-1221.
6. Lieber R.L., Fridén J. Spasticity causes a fundamental rearrangement of muscle-joint interaction. *Muscle Nerve*. 2002;25(2):265-270. DOI: 10.1002/mus.10036.
7. Boakes J.L., Foran J., Ward S.R., Lieber R.L. Muscle adaptation by serial sarcomere addition 1 year after femoral lengthening. *Clin Orthop Relat Res*. 2007;456:250-263.
8. Arnold E.M., Ward S.R., Lieber R.L., Delp S.L. A model of the lower limb for analysis of human movement. *Ann Biomed Eng*. 2010;38(2):269-279. DOI: 10.1007/s10439-009-9852-5.
9. Takakusaki K., Tomita N., Yano M. Substrates for normal gait and pathophysiology of gait disturbances with respect to the basal ganglia dysfunction. *J Neurol*. 2008;255(4):19-29. DOI: 10.1007/s00415-008-4004-4007.
10. Holt N.C., Roberts T.J., Askew G.N. The energetic benefits of tendon springs in running: is the reduction of muscle work important? *J Exp Biol*. 2014;217(24):4365-4371. DOI: 10.1242/jeb.112813.
11. Lieber R.L., Roberts T.J., Blemker S.S., Lee S.S.M., Herzog W. Skeletal muscle mechanics, energetics and plasticity. *J Neuroeng Rehabil*. 2017;14:108. DOI: 10.1186/s12984-017-0318-y PMID: 29058612.
12. Roberts T.J., Konow N. How tendons buffer energy dissipation by muscle. *Exerc Sport Sci Rev*. 2013;41(4):186-193. DOI: 10.1097/JES.0b013e3182a4e6d5.
13. Fukunaga T., Kubo K., Kawakami Y., Fukashiro S., Kanehisa H., Maganaris C.N. In vivo behaviour of human muscle tendon during walking. *Proc Biol Sci*. 2001;268(1464):229-233. DOI: 10.1098/rspb.2000.1361.
14. Gao F., Grant T.H., Roth E.J., Zhang L.Q. Changes in passive mechanical properties of the gastrocnemius muscle at the muscle fascicle and joint levels in stroke survivors. *Arch Phys Med Rehabil*. 2009; 90(5):819-826. DOI: 10.1016/j.apmr.2008.11.004.

Вклад авторов

Лукашевич В.А. разработал концепцию исследования, провела статистическую обработку данных, выполнила анализ данных и описание выявленных тенденций, подготовила черновик рукописи.

Пономарев В.В. сформировал задачи исследования, выводы, подготовил окончательный вариант рукописи.

Мицкевич В.Е. выполнил описание методологии исследования, сбор данных, расчет показателей.

Губкин С.В. разработал теорию исследования, выполнил анализ полученных параметров.

Гаврилович Ю.А., Журко Е.А., Кипель А.Н. в равной степени приняли участие в разработке математической модели на основе программного продукта «Open Sim», интеграции кватернионов в виртуальную скелетную модель тела человека.

Authors' contribution

Lukashevich U.A. developed the research concept, performed statistical data processing, data analysis and description of identified trends, and prepared the draft manuscript.

Ponomarev U.U. formulated the research objectives and findings, and drafted the final manuscript.

Mitskevich U.E. described the research methodology, collected data and calculated the indicators.

Gubkin S.V. was responsible for the research theory and the analysis of the obtained parameters.

Gavrilovich Y.A., Zhurko E.A., Kipel A.N. developed a mathematical model based on the “Open Sim” software product, and implemented integration of quaternions into a virtual skeletal model of the human body.

Сведения об авторах

Лукашевич В.А., к.м.н., докторант БелМАПО.

Пономарев В.В., д.м.н., профессор, заведующий кафедрой неврологии и нейрохирургии БелМАПО.

Мицкевич В.Е., биомедицинский инженер УП «ВРТЭК».

Губкин С.В., д.м.н., профессор, директор института физиологии НАН Беларуси.

Гаврилович Ю.А., бакалавр, инженер-программист УП «ВРТЭК».

Журко Е.А., бакалавр, инженер-программист УП «ВРТЭК».

Кипель А.Н., бакалавр, математик УП «ВРТЭК».

Information about the authors

Lukashevich U.A., PhD, Doctoral candidate BelMAPGE.

Ponomarev U.U., D.Sci, Professor, Head of the Department of Neurology and Neurosurgery BelMAPGE.

Mitskevich U.E., Biomedical Engineer UE “VRTEK”.

Gubkin S.V., D.Sci., Professor, Director of the Institute of Physiology of the NAS of Belarus.

Gavrilovich Y.A., Bachelor, Software Engineer UE “VRTEK”.

Zhurko E.A., Bachelor, Software Engineer UE “VRTEK”.

Kipel A.N., Bachelor, Mathematician UE “VRTEK”.

Адрес для корреспонденции

220013, Республика Беларусь,
г. Минск, ул. П. Бровки, 3, к. 3,
Белорусская медицинская академия
последипломного образования
тел. +375-44-566-11-22;
e-mail: u.lukashevich@gmail.com
Лукашевич Владислав Анатольевич

Address for correspondence

220013, Republic of Belarus,
Minsk, P. Brovka Str., 3, building 3,
Belarusian Medical Academy
of Post Graduate Education
tel. +375-44-566-11-22;
e-mail: u.lukashevich@gmail.com
Lukashevich Uladzislau Anatolyevich