

ISSN 1814-6023 (Print)

ISSN 2524-2350 (Online)

УДК 616.831-009.81:303.052

<https://doi.org/10.29235/1814-6023-2023-20-1-82-88>

Поступила в редакцию 13.05.2022

Received 13.05.2022

В. А. Лукашевич¹, В. В. Пономарев¹, С. В. Губкин², М. И. Тарасевич³, С. М. Манкевич¹¹Белорусская медицинская академия последипломного образования, Минск, Республика Беларусь²Институт физиологии НАН Беларуси, Минск, Республика Беларусь³2-я городская клиническая больница, Минск, Республика Беларусь

СПЕЦИФИЧЕСКИЕ ПАТТЕРНЫ АДАПТИВНОЙ КИНЕМАТИКИ

Аннотация. Проведено обследование здоровых лиц ($n = 90$) в стандартизированных условиях средового окружения с применением методики оценки адаптивной кинематики в виде батареи постуральных тестов. Разработана модель адаптивной кинематики здоровых лиц, устойчивая к персональным (возрастным и антропометрическим) неопределенностям. В качестве релевантных параметров, положенных в основу разработанной биомеханической модели, использованы 34 критерия, выделенные из общего пула 170 показателей.

Ключевые слова: адаптивная кинематика, параметры адаптивной кинематики, биомеханический анализ, биомеханика, адаптивная кинезитерапия

Для цитирования: Специфические паттерны адаптивной кинематики / В. А. Лукашевич [и др.] // Вест. Нац. акад. наук Беларуси. Сер. мед. наук. – 2023. – Т. 20, № 1. – С. 82–88. <https://doi.org/10.29235/1814-6023-2023-20-1-82-88>

**Vladislav A. Lukashevich¹, Vladimir V. Ponomarev¹, Sergey V. Gubkin²,
Mechislav I. Tarasevich³, Svetlana M. Mankevich¹**¹Belarusian Medical Academy of Postgraduate Education, Minsk, Republic of Belarus²Institute of Physiology of the National Academy of Sciences of Belarus, Minsk, Republic of Belarus³2nd City Clinical Hospital, Minsk, Republic of Belarus

SPECIFIC PATTERNS OF ADAPTIVE HUMAN KINEMATICS

Abstract. A study of healthy individuals ($n = 90$) was carried out under standardized environmental conditions using tests of adaptive kinematics in the form of a battery of postural tests. A model of adaptive kinematics of healthy individuals, resistant to personal (age and anthropometric) uncertainties, has been developed. 34 criteria selected from a total pool of 170 indicators were used as relevant parameters underlying the developed biomechanical model.

Keywords: adaptive kinematics, parameters of adaptive kinematics, biomechanical analysis, biomechanics, adaptive kinesiotherapy

For citation: Lukashevich V. A., Ponomarev V. V., Gubkin S. V., Tarasevich M. I., Mankevich S. M. Specific patterns of adaptive human kinematics. *Vestsi Natsyonal'nai akademii navuk Belarusi. Seriya meditsinskikh navuk = Proceedings of the National Academy of Sciences of Belarus. Medical series*, 2023, vol. 20, no. 1, pp. 82–88 (in Russian). <https://doi.org/10.29235/1814-6023-2023-20-1-82-88>

Введение. Одной из причин, оказывающих влияние на адаптивную кинематику (АДК) пожилого человека, является инфаркт головного мозга (ИГМ) [1–3]. Считается, что клинический анализ АДК у пожилых лиц с ИГМ усложняется по причине сформированных ранее двигательных девиаций в виде персонализированных патобиомеханических паттернов [4–6]. Подобная специфика моторных наслоений обуславливает необходимость обработки большого объема данных с целью поиска релевантных корреляционных связей [7, 8]. В ходе проведения физической реабилитации происходит неселективное восстановление нарушенных нейромышечных скелетных и связанных с движением функций, имевших место ранее и развившихся после мозговой катастрофы, что также затрудняет принятие обоснованного решения об эффективности проводимой терапии [3, 9–11].

Ранее описанные закономерности распределения параметров АДК в инвариантной среде представляли собой сложные для обработки и клинической трактовки массивы данных [12–15].

Цель исследования – разработать модель адаптивной кинематики, устойчивую к персональным (возрастным и антропометрическим) неопределенностям.

Материалы и методы исследования. В исследовании приняли участие 90 добровольцев с правосторонним ведущим кинематическим звеном в возрасте 18,8 [16,8/20,8] года (данные

представлены в виде медианы (Me), верхнего (UQ) и нижнего (LQ) квартилей – Me [UQ/LQ]). Соотношение мужчин и женщин составляло 5:4. Антропометрические параметры имели следующие показатели: рост – 171,8 [179,2/164,8] см, масса тела – 65,3 [76,6/58,5] кг. Все участники исследования подписывали информированное согласие. Критерии исключения из исследования – превышение одного из показателей нарушения скелетных функций (нейромышечных и сенсорных), связанных с болью, более чем на 16 %. Расчет показателей производился автоматически с применением разработанного ранее мобильного приложения (<https://getwoex.wixsite.com/checkin>) [16].

В ходе исследования всем добровольцам проводился анализ адаптивной кинематики в виде батареи тестов, выполняемых в стандартизированных условиях средового окружения с применением технологии дистанционного захвата движений и реконструкции скелетной модели. Стандартизация, или средовая инвариативность, достигалась за счет выполнения следующих условий: 1) использование навигационного коврика с разметкой, соответствующей заданию теста; 2) выполнение всех заданий в вертикальном положении; 3) получение испытуемыми одинаковой вводной информации о тестовом задании в виде видеоряда с образцом выполнения теста; 4) нахождение всех испытуемых на расстоянии 2 м от монитора; 5) использование в качестве заданий диагностической батареи, состоящей из 5 тестов. Так, при выполнении теста фронтальной стабильности (ТФС) совершались перемещения правой и левой нижней конечности в сторону на разную длину, при выполнении теста сагиттальной стабильности (ТСС) – перемещения нижних конечностей вперед и назад. При выполнении теста пространственной ориентации (ТПО) перемещения стоп выполнялись на тот ориентир навигационного коврика, который подсвечивался красным цветом на экране монитора. При этом во время тестирования визуализируемое рабочее пространство монитора выполняло поворот по часовой и против часовой стрелки, что требовало принятия решения о месте постановки ноги на соответствующий маркер навигационного коврика. При выполнении теста идентификации стимула (ТИС) перемещения правой и левой стоп осуществлялись на тот ориентир навигационного коврика, который подсвечивался на экране монитора красным цветом. Другие маркеры навигационного коврика в произвольном режиме подсвечивались лиловым и синим цветом и являлись визуальными помехами. Выполнение теста шаговой локомоции (ТШЛ) было сопряжено с подъемом правой и левой нижних конечностей вверх на разную высоту.

В качестве диагностического инструмента применялся костюм TESLASUIT (производства Республики Беларусь, УП «ВРТЭК») с интегрированными в него инерциальными сенсорами [12–15]. Во время тестовых заданий в непрерывном режиме от инерциальных сенсоров костюма информация в виде кватернионов поступала в блок компьютерной обработки, где фиксировались пространственные координаты каждого сенсора. На основе полученных данных рассчитывались параметры времени активной фазы (ВАФ), средней угловой девиации (СУД) суставных звеньев пояса нижних конечностей, а также интегральные параметры инерциальной кинематики (ИК) нижних конечностей. При этом префиксом в скобках под цифрой 1 обозначалась принадлежность кинематического элемента к левой стороне, а 2 – к правой. В первых двух группах параметров после основного сокращения использовалось дополнительное: ТБС – тазобедренный сустав, КС – коленный сустав и ГС – голеностопный сустав. Во второй группе параметров конечным префиксом обозначалась принадлежность регистрируемого параметра к sg – сагиттальной плоскости (СГП), fr – фронтальной плоскости (ФРП) и hr – горизонтальной плоскости. Для инерциальных параметров использовали префиксы, характеризующие спектральный диапазон в герцах.

Статистическую обработку данных выполняли с помощью пакета программ Statistica 12.6 (разработчик Dell, США). После оценки распределения полученных данных методом Шапиро–Уилко для показателей, соответствующих нормальному распределению, применяли параметрические методы анализа, для не соответствующих нормальности – непараметрические статистические методы. Критерием достоверности принималось значение $p \leq 0,05$. Обработка массивов данных, полученных от инерциальных датчиков, с последующей реконструкцией скелетной модели тела и расчетом показателей адаптивной кинематики осуществлялось в приложении Python (разработчик Python Software Foundation, США). Математическое моделирование скелетной модели выполнялось на основе программного продукта OpenSim (открытая платформа версии 4,1)

с учетом собственных изменений и собственной процедуры калибровки (частота дискретизации данных – 30 Гц).

Результаты и их обсуждение. Полученные в ходе пострурального и динамического тестирования результаты АДК представлены в табл. 1.

Т а б л и ц а 1. Параметры адаптивной кинематики при выполнении поструральных и динамических тестов

T a b l e 1. Parameters of adaptive kinematics when performing postural and dynamic tests

Показатель	ТФС			ТСС			ТПО			ТИС			ТШЛ		
	Me	LQ	UQ	Me	LQ	UQ	Me	LQ	UQ	Me	LQ	UQ	Me	LQ	UQ
ВАФТБС (1)	4,6	4,2	5,0	16,7	15,4	19,4	18,3	16,7	20,5	15,7	14,2	17,1	7,8	7,2	8,4
ВАФТБС (2)	1,0	0,9	1,0	3,6	3,3	4,1	3,4	3,1	3,9	2,8	2,5	3,1	4,8	4,3	5,2
ВАФКС (1)	2,7	2,5	2,9	10,3	9,8	12,2	14,0	12,7	15,6	12,0	10,9	13,1	6,2	5,7	6,9
ВАФКС (2)	3,3	3,0	3,8	12,7	11,9	15,0	18,1	16,6	19,7	15,1	13,8	16,5	9,5	8,7	10,3
ВАФГС (1)	1,4	1,2	1,5	2,1	2,0	2,5	1,4	1,3	1,6	1,2	1,1	1,4	4,5	4,1	4,9
ВАФГС (2)	2,6	2,4	2,9	4,5	4,1	5,2	3,7	3,3	4,0	3,1	2,8	3,4	5,6	5,1	6,0
СУДТБС (1) sg	3,9	3,6	4,2	6,4	5,9	7,5	6,1	5,5	6,8	5,2	4,7	5,8	7,7	7,0	8,5
СУДТБС (1) fr	1,4	1,2	1,5	1,4	1,3	1,7	0,7	0,7	0,8	0,6	0,6	0,7	4,8	4,3	5,2
СУДТБС (1) hr	3,2	2,9	3,6	3,3	3,0	3,9	2,2	2,0	2,4	1,7	1,6	2,0	6,2	5,6	6,9
СУДТБС (2) sg	4,3	3,9	4,8	4,4	4,1	5,1	3,4	3,1	3,9	2,7	2,5	3,1	9,6	8,8	10,3
СУДТБС (2) fr	1,1	1,0	1,2	5,9	5,4	6,9	1,1	1,0	1,2	0,9	0,8	1,0	4,3	3,9	4,8
СУДТБС (2) hr	2,7	2,5	2,9	14,7	13,7	17,0	3,2	2,9	3,6	2,6	2,4	2,9	5,7	5,1	6,1
СУДКС (1) sg	3,9	3,6	4,2	16,3	15,2	19,3	5,4	4,9	5,9	4,4	4,0	4,9	7,4	6,8	8,0
СУДКС (2) sg	0,8	0,7	0,9	5,4	4,9	6,2	1,0	0,9	1,0	0,8	0,8	1,0	4,4	3,9	4,9
СУДГС (1) sg	2,4	2,2	2,6	10,7	9,8	12,5	3,3	3,0	3,7	2,6	2,5	2,9	5,3	4,8	5,9
СУДГС (2) sg	3,1	2,8	3,4	11,8	10,9	13,6	4,6	4,2	5,0	3,8	3,4	4,1	6,1	5,6	6,7
ИКБ (2) 1-5	1,4	1,2	1,5	4,5	4,2	5,2	3,5	3,2	3,7	2,9	2,6	3,0	4,7	4,2	4,9
ИКБ (2) 6-10	3,7	3,4	4,0	11,3	10,5	13,4	13,8	12,6	15,1	11,3	10,2	12,3	5,6	5,1	6,2
ИКБ (2) 11-15	4,6	4,2	4,9	16,5	15,2	19,2	18,1	16,5	20,3	15,5	14,1	16,9	7,8	7,1	8,3
ИКБ (1) 1-5	1,0	0,9	1,0	3,6	3,3	4,1	3,4	3,1	3,9	2,8	2,5	3,1	4,8	4,3	5,1
ИКБ (1) 6-10	2,7	2,4	2,9	10,2	9,7	12,0	13,9	12,6	15,4	11,8	10,8	13,0	6,1	5,6	6,8
ИКБ (1) 11-15	3,3	3,0	3,8	12,6	11,7	14,8	17,9	16,4	19,5	14,9	13,7	16,3	9,4	8,6	10,2
ИКГ (2) 1-5	1,4	1,2	1,5	2,0	1,9	2,4	1,4	1,3	1,6	1,2	1,1	1,4	4,5	4,1	4,9
ИКГ (2) 6-10	2,6	2,3	2,9	4,5	4,1	5,1	3,7	3,3	4,0	3,1	2,8	3,4	5,5	5,0	5,9
ИКГ (2) 11-15	3,9	3,6	4,2	6,3	5,8	7,5	6,0	5,4	6,7	5,1	4,7	5,7	7,7	6,9	8,4
ИКГ (1) 1-5	1,4	1,2	1,5	1,4	1,3	1,6	0,7	0,7	0,8	0,6	0,6	0,7	4,8	4,3	5,1
ИКГ (1) 6-10	3,2	2,9	3,6	3,3	3,0	3,9	2,1	1,9	2,3	1,6	1,6	1,9	6,1	5,5	6,8
ИКГ (1) 11-15	4,3	3,9	4,8	4,4	4,1	5,0	3,4	3,1	3,9	2,7	2,5	3,1	9,5	8,7	10,2
ИКС (2) 1-5	1,1	1,0	1,2	5,8	5,3	6,8	1,1	1,0	1,2	0,9	0,8	1,0	4,3	3,9	4,8
ИКС (2) 6-10	2,7	2,4	2,9	14,6	13,6	16,8	3,2	2,9	3,6	2,6	2,3	2,9	5,6	5,0	6,0
ИКС (2) 11-15	3,9	3,6	4,2	16,1	15,0	19,1	5,3	4,9	5,8	4,4	4,0	4,9	7,4	6,7	8,0
ИКС (1) 1-5	0,8	0,7	0,9	5,3	4,9	6,1	1,0	0,9	1,0	0,8	0,8	1,0	4,4	3,9	4,9
ИКС (1) 6-10	2,3	2,1	2,6	10,6	9,7	12,4	3,3	3,0	3,7	2,6	2,4	2,9	5,2	4,8	5,8
ИКС (1) 11-15	3,1	2,8	3,4	11,6	10,8	13,5	4,6	4,2	4,9	3,8	3,4	4,1	6,0	5,5	6,6

П р и м е ч а н и е. Здесь и в табл. 2: ТФС – тест фронтальной стабильности; ТСС – тест сагиттальной стабильности; ТПО – тест пространственной ориентации; ТИС – тест идентификации стимула; ТШЛ – тест шаговой локомоции; ВАФ – время активной фазы; СУД – средняя угловая девиация; ИК – инерциальная кинематика; (1) – принадлежность кинематического элемента к левой стороне; (2) – принадлежность кинематического элемента к правой стороне; ТБС – тазобедренный сустав; КС – коленный сустав; ГС – голеностопный сустав; sg – сагиттальная плоскость; fr – фронтальная плоскость; hr – горизонтальная плоскость.

При статической обработке полученных данных установлено, что параметры АДК имеют ненормальное распределение. При оценке перспективной зависимости параметров АДК от антропометрических данных и возрастного фактора методом множественной нелинейной регрессии и методом ANOVA (MANOVA), а также с помощью корреляционного анализа установлен

ряд статистических закономерностей, согласно которым выделен ряд параметров АДК с отсутствующими перспективными связями с антропометрическими данными, а именно: ВАФТБС и ВАФКС – при выполнении ТФС; СУДТБС, СУДКС, СУДГС в СГП – при выполнении ТФС, ТСС, ТПО и ТШЛ; СУДКС и СУДГС в СГП – при выполнении ТИС; СУДТБС во ФРП – при выполнении ТИС; ИКБ, ИКГ, ИКС – при выполнении ТФС, ТПО, ТИС и ТШЛ.

В ходе исследования указанные параметры подвергались обработке методом дисперсионного анализа. В результате установлены статистически значимые связи, отражающие специфику АДК при пространственных перемещениях тела во ФРП в виде обратно пропорциональной зависимости суставной активности левых ТБС и КС, а также прямопропорциональной зависимости правого ТБС и обеих КС. Специфика АДК при фронтальных перемещениях тела определяется пропорциональной угловой подвижностью в СГП крупных суставов правой ноги и КС и ГС левой, а также активацией инерциальной кинематики всех элементов системы нижних конечностей.

В ходе исследования установлены закономерности АДК нижних конечностей при пространственных перемещениях тела в СГП, которые определяются наличием прямопропорциональной угловой подвижности в СГП крупных суставов правой ноги и КС и ГС левой. Данный паттерн идентичен с паттерном перемещений во ФРП.

В ходе исследования установлены закономерности АДК нижних конечностей при произвольных перемещениях тела в условиях пространственной неопределенности в виде пропорциональной угловой подвижности крупных суставов правой ноги и КС и ГС левой в СГП, а также активации инерциальной кинематики всех элементов локомоторной системы нижних конечностей.

В качестве одной из закономерностей АДК при произвольных перемещениях тела в условиях идентификации визуального стимула выявлена двусторонняя пропорциональная активация угловой подвижности ТБС во ФРП, а также КС и ГС в СГП, а при шаговой локомоции имела место пропорциональная угловая активация суставной подвижности всех крупных суставов правой ноги и КС и ГС левой в СГП с вариативной активацией инерциальной кинематики всех элементов локомоторной системы нижних конечностей.

Далее параметры АДК, отражающие специфику выполнения поструральных и динамических тестов, после проведения корреляционного анализа были сгруппированы, а релевантные показатели (показатели, специфичные для теста) обозначены как «+» (табл. 2).

Т а б л и ц а 2. Параметры адаптивной кинематики, релевантные для проведения оценки качества выполнения поструральных и динамических тестов

Table 2. Adaptive kinematics parameters relevant for assessing the performance of postural and dynamic tests

Показатель	ТФС	ТСС	ТПО	ТИС	ТШЛ
ВАФТБС (1)	+				
ВАФТБС (2)	+				
ВАФКС (1)	+				
ВАФКС (2)	+				
ВАФГС (1)					
ВАФГС (2)					
СУДТБС (1) sg		+			
СУДТБС (1) fr				+	
СУДТБС (1) hr					
СУДТБС (2) sg		+			
СУДТБС (2) fr				+	
СУДТБС (2) hr					
СУДКС (1) sg		+		+	
СУДКС (2) sg		+		+	
СУДГС (1) sg		+		+	
СУДГС (2) sg		+		+	
ИКБ (2) 1-5			+		
ИКБ (2) 6-10			+		

Окончание табл. 2

Показатель	ТФС	ТСС	ТПО	ТИС	ТШЛ
ИКБ (2) 11-15			+		
ИКБ (1) 1-5			+		
ИКБ (1) 6-10			+		
ИКБ (1) 11-15			+		
ИКГ (2) 1-5			+		
ИКГ (2) 6-10			+		
ИКГ (2) 11-15			+		
ИКГ (1) 1-5			+		
ИКГ (1) 6-10			+		
ИКГ (1) 11-15			+		
ИКС (2) 1-5			+		
ИКС (2) 6-10			+		
ИКС (2) 11-15			+		
ИКС (1) 1-5			+		
ИКС (1) 6-10			+		
ИКС (1) 11-15			+		

В результате проведенного анализа из 170 параметров АДК было выделено 34 релевантных показателя (специфичных для определенных перемещений тела в пространстве и не зависящих от антропометрических и возрастных неопределенностей). При этом группа показателей ВАФ являлась специфичной для ТСС, а группа показателей СУД – для ТСС и ТИС. Также установлено, что инерциальные показатели АДК являются специфичными для ТПО, в то время как применение ТШЛ можно считать нецелесообразным ввиду высоких корреляционных связей показателей АДК со всеми остальными тестами, что определяется спецификой их выполнения, связанной с подъемом нижних конечностей вверх.

Таким образом, в ходе проведения исследования выполнена оптимизация параметров АДК, основанная на исключении антропометрической неопределенности и взаимообусловленности. Установлено, что специфическими параметрами АДК, формирующейся при перемещениях тела преимущественно во ФРП, являются ВАФТБС, ВАФКС и ВАФГС, которые определяют специфический паттерн АДК (*«паттерн боковых перемещений»*) в виде обратно пропорциональной активности левого ТБС с гомолатеральным КС. Установлено, что специфическими параметрами АДК, формирующейся при перемещениях тела преимущественно в СГП, являются СУДТБС, СУДКС и СУДГС в СГП, которые определяют специфический паттерн АДК (*«паттерн дорзо-вентральных перемещений»*) в виде прямопропорциональной угловой подвижности в СГП крупных суставов правой ноги и КС и ГС левой. Установлено, что специфическими параметрами АДК, формирующейся при произвольных перемещениях тела в условиях пространственной неопределенности, являются ИКБ, ИКГ и ИКС, которые определяют специфический паттерн АДК (*«паттерн согласованных пространственных перемещений»*) в виде вариативной активации инерциальной кинематики всех локомоторных элементов нижних конечностей.

Заключение. Проведенное обследование здоровых лиц в стандартизированных условиях средового окружения (с применением тестов адаптивной кинематики в виде батареи поструральных тестов) позволило описать специфические паттерны адаптивной кинематики со статистически значимыми критериями устойчивости к возрастным и антропометрическим неопределенностям, обусловленные 34 релевантными показателями. Полученные результаты легли в основу создания модели АДК, устойчивой к персональным (возрастным и антропометрическим) неопределенностям.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Долгосрочные исходы мозгового инсульта в крупной городской популяции Беларуси / С. Д. Кулеш [и др.] // Вестн. ВГМУ. – 2011. – Т. 10, № 3. – С. 93–101.
2. Katan, M. Global Burden of Stroke / M. Katan, A. Luft // *Semin. Neurol.* – 2018. – Vol. 38, N 2. – P. 208–211. <https://doi.org/10.1055/s-0038-1649503>
3. Performance-based everyday functioning after stroke: relationship with IADL questionnaire and neurocognitive performance / J. R. Sadek [et al.] // *J. Int. Neuropsychol. Soc.* – 2011. – Vol. 17, N 5. – P. 832–840. <https://doi.org/10.1017/S1355617711000841>
4. Mercier, C. Differences in the magnitude and direction of forces during a submaximal matching task in hemiparetic subjects / C. Mercier, A. M. Bertrand, D. Bourbonnais // *Exp. Brain Res.* – 2004. – Vol. 157, N 1. – P. 32–42. <https://doi.org/10.1007/s00221-003-1813-x>
5. Abnormal muscle coactivation patterns during isometric torque generation at the elbow and shoulder in hemiparetic subjects / J. P. Dewald [et al.] // *Brain.* – 1995. – Vol. 118, pt. 2. – P. 495–510. <https://doi.org/10.1093/brain/118.2.495>
6. Dewald, J. P. Abnormal joint torque patterns in the paretic upper limb of subjects with hemiparesis / J. P. Dewald, R. F. Beer // *Muscle Nerve.* – 2001. – Vol. 24, N 2. – P. 273–283. [https://doi.org/10.1002/1097-4598\(200102\)24:2<273::aid-mus130>3.0.co;2-z](https://doi.org/10.1002/1097-4598(200102)24:2<273::aid-mus130>3.0.co;2-z)
7. Gladstone, D. J. The Fugl-Meyer assessment of motor recovery after stroke: a critical review of its measurement properties / D. J. Gladstone, C. J. Danells, S. E. Black // *Neurorehabil. Neural Repair.* – 2002. – Vol. 16, N 3. – P. 232–240. <https://doi.org/10.1177/154596802401105171>
8. Bushnell, C. D. Retrospective assessment of initial stroke severity: comparison of the NIH Stroke Scale and the Canadian Neurological Scale / C. D. Bushnell, D. C. Johnston, L. B. Goldstein // *Stroke.* – 2001. – Vol. 32, N 3. – P. 656–660. <https://doi.org/10.1161/01.str.32.3.656>
9. Bilateral assessment of functional tasks for robot-assisted therapy applications / M. J. Johnson [et al.] // *Med. Biol. Eng. Comput.* – 2011. – Vol. 49, N 10. – P. 1157–1171. <https://doi.org/10.1007/s11517-011-0817-0>
10. Test-retest reliability of robotic assessment measures for the evaluation of upper limb recovery / R. Colombo [et al.] // *Neural Syst. Rehabil. Eng.* – 2014. – Vol. 22, N 5. – P. 1020–1029. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2014.2306571>
11. Stroke survivors control the temporal structure of variability during reaching in dynamic environments / M. Mukherjee [et al.] // *Ann. Biomed. Eng.* – 2013. – Vol. 41, N 2. – P. 366–376. <https://doi.org/10.1007/s10439-012-0670-9>
12. Феноменология инерциальной кинематики в структуре формирования двигательных адаптаций / В. А. Лукашевич [и др.] // *Докл. БГУИР.* – 2020. – Т. 18, № 5. – С. 62–70.
13. Новые возможности количественной оценки качественной структуры адаптивной кинематики / В. А. Лукашевич [и др.] // *Мед. журн.* – 2020. – № 4. – С. 69–77.
14. Лукашевич, В. А. Классификация моторных нарушений после инфаркта мозга по признаку особенностей адаптивной кинематики / В. А. Лукашевич, В. В. Пономарев // *Международ. неврол. журн.* – 2020. – Т. 16, № 5. – С. 40–47.
15. Метод оценки адаптивной кинематики в эксперименте постурального тестирования / В. А. Лукашевич [и др.] // *Новости мед.-биол. наук.* – 2020. – Т. 20, № 2. – С. 6–15.
16. Лукашевич, В. А. Опыт применения мобильного приложения для оценки состояния опорно-двигательного аппарата / В. А. Лукашевич, Т. А. Морозевич-Шилюк, Г. Г. Лесив // *Мир спорта.* – 2021. – № 2. – С. 122–128.

References

1. Kulesh S. D., Filina N. A., Kostinevich T. M., Kletsikova L. A., Savchenko M. E. Long-term outcomes of cerebral stroke in a large urban population of Belarus. *Vestnik Vitebskogo gosudarstvennogo meditsinskogo universiteta* [Bulletin of Vitebsk State Medical University], 2011, vol. 10, no. 3, pp. 93–101 (in Russian).
2. Katan M., Luft A. Global Burden of Stroke. *Seminars in Neurology*, 2018, vol. 38, no. 2, pp. 208–211. <https://doi.org/10.1055/s-0038-1649503>
3. Sadek J. R., Stricker N., Adair J. C., Haaland K. Y. Performance-based everyday functioning after stroke: relationship with IADL questionnaire and neurocognitive performance. *Journal of the International Neuropsychological Society*, 2011, vol. 17, no. 5, pp. 832–840. <https://doi.org/10.1017/S1355617711000841>
4. Mercier C., Bertrand A. M., Bourbonnais D. Differences in the magnitude and direction of forces during a submaximal matching task in hemiparetic subjects. *Experimental Brain Research*, 2004, vol. 157, no. 1, pp. 32–42. <https://doi.org/10.1007/s00221-003-1813-x>
5. Dewald J. P., Pope P. S., Given J. D., Buchanan T. S., Rymer W. Z. Abnormal muscle coactivation patterns during isometric torque generation at the elbow and shoulder in hemiparetic subjects. *Brain*, 1995, vol. 118, pt. 2, pp. 495–510. <https://doi.org/10.1093/brain/118.2.495>
6. Dewald J. P., Beer R. F. Abnormal joint torque patterns in the paretic upper limb of subjects with hemiparesis. *Muscle Nerve*, 2001, vol. 24, no. 2, pp. 273–283. [https://doi.org/10.1002/1097-4598\(200102\)24:2<273::aid-mus130>3.0.co;2-z](https://doi.org/10.1002/1097-4598(200102)24:2<273::aid-mus130>3.0.co;2-z)
7. Gladstone D. J., Danells C. J., Black S. E. The Fugl-Meyer assessment of motor recovery after stroke: a critical review of its measurement properties. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 2002, vol. 16, no. 3, pp. 232–240. <https://doi.org/10.1177/154596802401105171>
8. Bushnell C. D., Johnston D. C., Goldstein L. B. Retrospective assessment of initial stroke severity: comparison of the NIH Stroke Scale and the Canadian Neurological Scale. *Stroke*, 2001, vol. 32, no. 3, pp. 656–660. <https://doi.org/10.1161/01.str.32.3.656>

9. Johnson M. J., Wang S., Bai P., Strachota E., Tchekanov G., Melbye J., McGuire J. Bilateral assessment of functional tasks for robot-assisted therapy applications. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 2011, vol. 49, no. 10, pp. 1157–1171. <https://doi.org/10.1007/s11517-011-0817-0>

10. Colombo R., Cusmano I., Sterpi I., Mazzone A., Delconte C., Pisano F. Test-retest reliability of robotic assessment measures for the evaluation of upper limb recovery. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2014, vol. 22, no. 5, pp. 1020–1029. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2014.2306571>

11. Mukherjee M., Koutakis P., Siu K.-C., Fayad P. B., Stergiou N. Stroke survivors control the temporal structure of variability during reaching in dynamic environments. *Annals of Biomedical Engineering*, 2013, vol. 41, no. 2, pp. 366–376. <https://doi.org/10.1007/s10439-012-0670-9>

12. Lukashevich V. A., Ponomarev V. V., Mitskevich V. E., Gubkin S. V., Gavrilovich Yu. A., Zhurko E. A., Kipel' A. N. Phenomenology of inertial kinematics in the structure of motor adaptations formation. *Doklady Belorusskogo gosudarstvennogo universiteta informatiki i radioelektroniki* [Reports of the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics], 2020, vol. 18, no. 5, pp. 62–70 (in Russian).

13. Lukashevich V. A., Ponomarev V. V., Gubkin S. V., Mitskevich V. E., Osipov A. N. New possibilities for quantitative assessment of the qualitative structure of adaptive kinematics. *Meditinskii zhurnal* [Medical journal], 2020, no. 4, pp. 69–77 (in Russian).

14. Lukashevich V. A., Ponomarev V. V. Classification of motor impairments after stroke in consequence of adaptive kinematic specificity. *Mezhdunarodnyi nevrologicheskii zhurnal = International Neurological Journal*, 2020, vol. 16, no. 5, pp. 40–47 (in Russian).

15. Lukashevich V. A., Ponomarev V. V., Gubkin S. V., Mitskevich V. E. Method for assessing adaptive kinematics in the experiment of post-way testing. *Novosti mediko-biologicheskikh nauk = News of biomedical sciences*, 2020, vol. 20, no. 2, pp. 6–15 (in Russian).

16. Lukashevich V. A., Morozevich-Shilyuk T. A., Lesiv G. G. Experience in using a mobile application to assess the state of the musculoskeletal system. *Mir sporta* [World of sports], 2021, no. 2, pp. 122–128 (in Russian).

Информация об авторах

Лукашевич Владислав Анатольевич – канд. мед. наук, доцент. Белорусская медицинская академия последипломного образования (ул. П. Бровки, 3/3, 220013, г. Минск, Республика Беларусь).

Пономарев Владимир Владимирович – д-р мед. наук, профессор. Белорусская медицинская академия последипломного образования (ул. П. Бровки, 3/3, 220013, г. Минск, Республика Беларусь).

Губкин Сергей Владимирович – член-корреспондент, д-р мед. наук, профессор, директор. Институт физиологии НАН Беларуси (ул. Академическая, 28, 220072, г. Минск, Республика Беларусь). E-mail: goubkin@yandex.ru

Тарасевич Мечислав Иванович – канд. мед. наук, заведующий отделением. 2-я городская клиническая больница (ул. Энгельса, 25, 220030, г. Минск, Республика Беларусь).

Манкевич Светлана Михайловна – канд. мед. наук, доцент. Белорусская медицинская академия последипломного образования (ул. П. Бровки, 3/3, 220013, г. Минск, Республика Беларусь).

Information about the authors

Vladislav A. Lukashevich – Ph. D. (Med.), Associate Professor. Belarusian Medical Academy of Postgraduate Education (3/3, P. Browka Str., 220013, Minsk, Republic of Belarus).

Vladimir V. Ponomarev – D. Sc. (Med.), Associate Professor. Belarusian Medical Academy of Postgraduate Education (3/3, P. Browka Str., 220013, Minsk, Republic of Belarus).

Sergey V. Gubkin – Corresponding Member, D. Sc. (Med.), Professor, Director. Institute of Physiology of the National Academy of Sciences of Belarus (28, Akademicheskaya Str., 220072, Minsk, Republic of Belarus). E-mail: goubkin@yandex.ru

Mechislav I. Tarasevich – Ph. D. (Med.), Head of the Department. 2nd City Clinical Hospital (25, Engels Str., 220030, Minsk, Republic of Belarus).

Svetlana M. Mankevich – Ph. D. (Med.), Associate Professor. Belarusian Medical Academy of Postgraduate Education (3/3, P. Browka Str., 220013, Minsk, Republic of Belarus).