

В. А. Лукашевич<sup>1,3</sup>, В. В. Пономарев<sup>1</sup>, С. В. Губкин<sup>2</sup>,  
В. Е. Мицкевич<sup>3</sup>, А. Н. Осипов<sup>4</sup>

## НОВЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ КОЛИЧЕСТВЕННОЙ ОЦЕНКИ КАЧЕСТВЕННОЙ СТРУКТУРЫ АДАПТИВНОЙ КИНЕМАТИКИ

ГУО «Белорусская медицинская академия последипломного образования»<sup>1</sup>,  
Институт физиологии НАН Беларуси, Минск<sup>2</sup>,  
Парк высоких технологий, «ВРТЭК», Минск<sup>3</sup>,  
УО «Белорусский государственный университет информатики  
и радиоэлектроники», Минск<sup>4</sup>

Целью работы являлась разработка математической модели и методики расчета формул, отражающих объективное состояние качества нейромышечных скелетных и связанных с движением функций в группе здоровых лиц при выполнении пострального тестирования. В исследовании приняло участие 28 добровольцев в возрасте от 20 до 45 лет. Всеми участниками исследования были выполнены специфические постральные тесты с биологической обратной связью: 1) тест латеро-латеральных девиаций; 2) тест вентро-дорзальных девиаций; 3) тест аксиальных ротаций вокруг вертикали; и 4) тест линейных перемещений по вертикали. Объектом исследования являлась суставная кинематика тазобедренных, коленных, голеностопных, лучезапястных и плечевых суставов, угловые девиации в кинематических сочленениях поясничного региона с грудным регионом и тазом, и угловые девиации в кинематических сочленениях верхнего плечевого пояса. Снятие данных и их математическая обработка выполнялась с применением аппаратно-программного комплекса «Teslasuit». Результатом исследования явились формулы качественной структуры адаптивной кинематики: 0.0.0:2.3.0:11.18.1. — для теста латеро-латеральных девиаций; 0.0.0:0.0.0:9.8.6. — для теста вентро-дорзальных девиаций; 0.0.0:4.0.0:12.7.7. — для теста линейных перемещений по вертикали; 0.0.0:9.6.1:10.13.6. — для теста аксиальных ротаций вокруг вертикали.

**Ключевые слова:** двигательная адаптация, адаптивная кинематика, постральное тестирование, интегральные параметры адаптивной кинематики, технология «Teslasuit».

**U. A. Lukashevich, V. V. Ponomarev, S. V. Gubkin,  
U. Y. Mitskevich A. N. Osipov**

### NEW OPPORTUNITIES FOR QUANTITATIVE ASSESSMENT OF THE QUALITATIVE STRUCTURE OF ADAPTIVE KINEMATICS

The aim of the work was to develop a mathematical model and methodology for calculating formulas that reflect the objective state of the quality of neuromuscular skeletal and related to the movement of functions in a group of healthy individuals during postural testing. All participants in the study performed specific postural tests with biological feedback: 1) a test of lateral-lateral deviations; 2) test of ventro-dorsal deviations; 3) axial rotation test around the vertical; and 4) vertical linear motion test. The object of the study was the kinematics of the hip, knee, ankle, wrist and shoulder joints, angular deviations in the kinematic joints of the lumbar region with the chest region and pelvis, and angular deviations in the kinematic joints of the upper shoulder girdle. Data acquisition and their mathematical processing was performed using the Teslasuit hardware-software complex. The result of the study was the formula for the qualitative structure of adaptive kinematics: «0.0.0:2.3.0:11.18.1» — for the test of lateral-lateral deviations; «0.0.0:0.0.0:9.8.6» — for the test of ventro-dorsal deviations; «0.0.0:4.0.0:12.7.7» — for a test of linear vertical movements; «0.0.0:9.6.1:10.13.6» — for the test of axial rotations around a vertical.

**Key words:** motor adaptation, adaptive kinematics, postural testing, integral parameters of adaptive kinematics, Teslasuit technology.

**И**нфаркт головного мозга (ИГМ) считается одной из ведущих причин стойкой психосоциальной дезадаптации в виду выраженности двигательных нарушений, диагностика которых включает применение инструментальных и не инструментальных методов количественной и качественной оценки [1–3]. По мнению ряда исследователей [4–6], ключевым фактором, ограничивающим их информативность считается неспособность учитывать широкий спектр индивидуальных особенностей, связанных с запуском сложных моторных паттернов. В виду чего в одном или нескольких элементах локомоторной системы могут формироваться различные по степени выраженности нарушения кинематики суставных углов (СУ) [7, 8]. Стоит отметить, что аппаратный анализ двигательных нарушений, в том числе с применением высокоточного оборудования, не обладает должным уровнем надежности в отношении повторяемости результатов [3, 9], а также не меняет представление клиницистов об адаптивной кинематике [10], качество которой условно, при динамическом наблюдении [11].

Общепризнанным инструментом качественной оценки нарушений различных функций организма является международная классификация функционирования, ограничения жизнедеятельности и здоровья, в рамках которой выполняется трансформация относительных количественных параметров (процент нарушения функции) в качественные (степень выраженности нарушений) [12]. При этом в данном руководстве отсутствуют указания на какую-либо методику точного расчета относительных параметров, что ограничивает ее клиническую ценность [12, 13]. Использование других этиопатогенетических классификаций ИГМ (TOAST и ASCOD) эффективно отражает качественную природу заболевания, оставляя в тени описание и фенотипирование компонента двигательных нарушений [14].

Таким образом, актуальным вопросом оказания реабилитационной помощи лицам, перенесшим ИГМ, является установление специфической картины двигательных нарушений, по количественным критериям персонализированной адаптивной кинематики с использованием методик качественного описания всех имеющих моторных дефектов.

Гипотеза исследования состояла в том, что инерциальная кинематика основных СУ, трансформированная в спектральные параметры и нормализованная в виде тепловой карты постуральных тестов может быть представлена в виде доступной для понимания формуле специфичной для каждого пространственного перемещения тела.

Целью работы являлась разработка математической модели и методики расчета наглядных формул, отражающих объективное состояние качества нейромышечных скелетных и связанных с движением функций в группе здоровых лиц при выполнении постурального тестирования.

## Материалы и методы

Работа выполнена в рамках диссертационного исследования на соискание ученой степени доктора медицинских наук по специальности 14.03.11 – «Восстановительная медицина, лечебная физкультура и спортивная медицина, курортология и физиотерапия». Проведение исследования было одобрено этическим комитетом ГУО «Белорусская медицинская академия последипломного образования». Дизайн исследования – проспективное экспериментальное.

В исследовании приняло участие 28 добровольцев в возрасте от 20 до 45 лет ( $32,1 \pm 10,1$  лет). Соотношение мужчин и женщин составляло 17:11. Антропометрические параметры имели следующие показатели: рост –  $177,3 \pm 5,8$  см, масса тела –  $74,4 \pm 7,9$  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 пояснично-подвздошных, ягодичных, четырехглавых мышц и мышц задней группы бедра, а также передней и задней большеберцовых и малоберцовых мышц. Перед началом исследования сформулированы критерии включения и критерии исключения. Критериями включения: возраст от 20 до 40 лет; праворукость; индекс массы тела от 18,6 до 30; желание принять участие в эксперименте. Критерии исключения: наличие судорожного синдрома в анамнезе в течение последних 3-х лет; жалобы на головокружение системного характера в анамнезе, в течении последних 3-х месяцев; жалобы на головокружение не системного характера в анамнезе, в течении 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 исследуемых мышечных группах при изометрическом сокращении; возникающая при проведении мануального тестирования боль; прием медицинских препаратов оказывающих влияние на нейромышечную систему; отказ от участия в исследовании.

Для оценки состояния адаптивной кинематики всем участникам исследования было проведено постуральное тестирование с использованием биологической обратной связи, включающее: 1) тест латеролатеральных девиаций (ТЛД); 2) тест вентро-дорзальных девиаций (ТВД); 3) тест аксиальных ротаций вокруг вертикали (ТАРВ); 4) тест линейных перемещений по вертикали (ТЛПВ). Все тестовые задания были связаны с соответствующими специфическими пространственными перемещениями тела во фронтальной, сагиттальной и горизонтальной плоскости, а также перемещения вдоль вертикальной оси. Кинематиче-

ская специфика каждого теста была связана с управлением стандартизованным виртуальным событием с минимальной средовой вариативностью, при котором собственные активные перемещения тела соответствовали перемещениям виртуального объекта вслед за объектом мишенью. Целью каждого задания являлось совмещение объектов на мониторе. Управление виртуальным объектом, а также запись параметров угловой кинематики проводилось с применением аппаратно-программного комплекса «Teslasuit» (производства компании «ВРТЭК», Республика Беларусь), включающего: управляющую программу и «умный» костюм со встроенными инерциальными датчиками. На рис. 1 представлено расположение инерциальных сенсоров на костюме «Teslasuit».

Костюм «Teslasuit» связывался по каналу Wi-Fi с виртуальной средой тестирования. Интегральная работа сенсоров костюма, согласно собственного алгоритма, реконструировала полную скелетную модель тела с расчетом СУ. Время выполнения каждого тестового задания составляло 30 сек.

Объектами исследования являлись СУ соответствующие следующим кинематическим направлениям: 1) сгибание и разгибание правого тазобедренного сустава; 2) отведение и приведение правого тазобедренного сустава; 3) осевые вращения правого тазобедренного сустава; 4) сгибание и разгибание

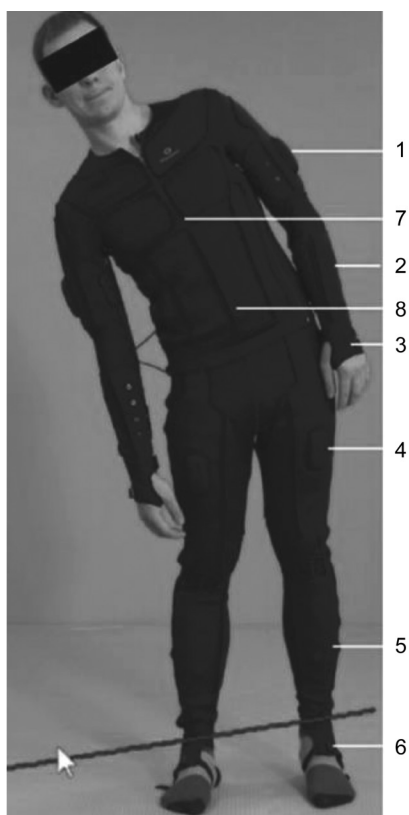


Рисунок 1. Расположение инерциальных датчиков на костюме «Teslasuit»: 1 – плечо; 2 – предплечье; 3 – кисть; 4 – бедро; 5 – голень; 6 – стопа; 7 – грудной отдел позвоночника; 8 – поясничный отдел позвоночника

правого коленного сустава; 5) сгибание и разгибание правого голеностопного сустава; 6) осевые вращения правого голеностопного сустава; 7) сгибание и разгибание левого тазобедренного сустава; 8) отведение и приведение левого тазобедренного сустава; 9) осевые вращения левого тазобедренного сустава; 10) сгибание и разгибание левого коленного сустава; 11) сгибание и разгибание левого голеностопного сустава; 12) осевые вращения левого голеностопного сустава; 13) сгибание и разгибание правого локтевого сустава; 14) осевые вращения правой кисти; 15) сгибание и разгибание правой кисти; 16) отведение и приведение правой кисти; 17) сгибание и разгибание левого локтевого сустава; 18) осевые вращения левой кисти; 19) сгибание и разгибание левой кисти; 20) отведение и приведение левой кисти; 21) латеральные отклонения в кинематическом сочленении таза и поясничного региона; 22) осевые ротации в кинематическом сочленении таза и поясничного региона; 23) сгибания и разгибания в кинематическом сочленении таза и поясничного региона; 24) латеральные отклонения в кинематическом сочленении поясничного и грудного регионов; 25) осевые ротации в кинематическом сочленении поясничного и грудного регионов; 26) сгибание и разгибание в кинематическом сочленении поясничного и грудного регионов; 27) каудальные и краниальные перемещения кинематического сочленения верхнего плечевого пояса справа; 28) вентральные и дорзальные перемещения кинематического сочленения верхнего плечевого пояса справа; 29) каудальные и краниальные перемещения кинематического сочленения верхнего плечевого пояса слева; 30) вентральные и дорзальные перемещения кинематического сочленения верхнего плечевого пояса слева; 31) отведение и приведение правого плечевого сустава; 32) осевые ротации правого плечевого сустава; 33) сгибания и разгибания правого плечевого сустава; 34) отведение и приведение левого плечевого сустава; 35) осевые ротации левого плечевого сустава; 36) сгибания и разгибания левого плечевого сустава.

Исследование состояло из трех этапов. На первом этапе, после выполнения тестовых заданий, проводился расчет угловых ускорений для всех СУ с последующим спектральным анализом. Так, в общем виде набор абсолютных угловых значений в момент времени, для каждого СУ, можно представить по формуле 1.

$$\begin{bmatrix} A_{1,1} & A_{1,2} & \dots & A_{1,j} \\ A_{2,1} & A_{2,2} & \dots & A_{2,j} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ A_{i,1} & A_{i,2} & \dots & A_{i,j} \end{bmatrix}, \quad (1)$$

где  $A_{i,j}$  – значения амплитуды отклонения от суставной оси (в углах с индексами  $j = 0, 1, \dots, M$  в дискретных временных точках с номерами  $i = 0, 1, \dots, N$ ).

Первая дискретная производная, взятая отдельно для каждой последовательности амплитуд СУ, полу-

ченных при выполнении тестового задания, позволяла определять его угловую скорость в момент времени и получить матрицу угловых скоростей по формуле 2.

$$\begin{bmatrix} V_{1,1} & V_{1,2} & \dots & V_{1,j} \\ V_{2,1} & V_{2,2} & \dots & V_{2,j} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ V_{i,1} & V_{i-1,2} & \dots & V_{i,j} \end{bmatrix}, \quad (2)$$

где  $V_{i,j}$  – значения угловых скоростей (в углах с индексами  $j = 0, 1, \dots, M$  в дискретных временных точках с номерами  $i = 0, 1, \dots, N$ ).

Расчет параметра скорости производилось по формуле 3.

$$V_{i-1,j} = \frac{A_{i,j} - A_{i-1,j}}{\Delta T}. \quad (3)$$

Вторая дискретная производная последовательности амплитуд каждого СУ определяла его угловое ускорение (рад/с<sup>2</sup>) в момент времени, при этом, согласно формулы 4, получалась матрица угловых ускорений.

$$\begin{bmatrix} a_{1,1} & a_{1,2} & \dots & a_{1,j} \\ a_{2,1} & a_{2,2} & \dots & a_{2,j} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{i-2,1} & a_{i-2,2} & \dots & a_{i-2,j} \end{bmatrix}, \quad (4)$$

где  $a_{i,j}$  – значения угловых ускорений (в углах с индексами  $j = 0, 1, \dots, M$  в дискретных временных точках с номерами  $i = 0, 1, \dots, N$ ).

Расчет параметра ускорения в данном случае выполнялся по формуле 5.

$$a_{i-2,j} = \frac{\frac{A_{i-1,j} - A_{i-2,j}}{\Delta T} - \frac{A_{i,j} - A_{i-1,j}}{\Delta T}}{\Delta T} = \frac{V_{i-1,j} - V_{i-2,j}}{\Delta T}. \quad (5)$$

На этом этапе математического моделирования выполнялось вычисление данных для каждого СУ, характеризующих амплитудный спектр угловых ускорений посредством дискретного преобразования Фурье с получением матрицы амплитуд отдельных гармоник ускорений по формуле 6.

$$\begin{bmatrix} X_{1,1} & X_{1,2} & \dots & X_{1,j} \\ X_{2,1} & X_{2,2} & \dots & X_{2,j} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ X_{i-2,1} & X_{i-2,2} & \dots & X_{i-2,j} \end{bmatrix}, \quad (6)$$

где  $X_{i,j}$  – значения угловых ускорений (в углах с индексами  $j = 0, 1, \dots, M$  в дискретных временных точках с номерами  $i = 0, 1, \dots, N$ ).

Расчет спектральных показателей выполняется по формуле 7.

$$X_{i-2} = \sum_{n=0}^{N-1} a_n e^{\frac{kn-2\pi i}{N}}. \quad (7)$$

где  $N$  – количество значений угловых ускорений, полученных за период, а также количество компонент разложения;  $X_k$  – комплексные амплитуды синусои-

дальных сигналов, слагающих исходный сигнал;  $k$  – индекс частоты. Частота  $k$ -го сигнала равна  $\frac{k}{t}$ , где  $t$  – период времени, в течение которого брались входные данные.

На втором этапе исследования проводилась нормализация полученных данных с представлением качественной структуры нормализованной кинематики, при которой для каждого испытуемого рассчитывалось наибольшее и наименьшее значение спектрального параметра угловой скорости в отношении всех полученных данных СУ в своей совокупности. С целью упрощения понимания и анализа цифровых массивов двухмерная матрица, описанная в формуле 6, была нормализована по формуле 8.

$$X_{i-2,1} = X_{i-2,1} / X_{\max}. \quad (8)$$

Полученный массив содержит в себе значения в диапазоне от 0 до 1. Далее, его размерность приводилась к размерности графического изображения, где соответствующим пикселям присваивался цвет с заданным цветовым градиентом. Для выделения высокоамплитудных гармоник и повышения читаемости изображения цветовой градиент, при котором все значения меньше 0,6 определялся как белый цвет, а оставшийся диапазон от 0,6 до 1 разбивается на трехцветную гамму, в которой светлый оттенок соответствует значениям от 0,6 до 0,7 включительно; темный – от 0,9 до 1,0 включительно; оттенок пограничного тона – 0,7–0,9. Распределение цветовых маркеров проводилось по трем частотным полосам: 1–5 Гц, 6–10 Гц и 11–15 Гц.

На третьем этапе цветовая схема хитмапа трансформировалась в формулу, состоящую из трех частей, разделенных знаком «;». Первая часть формулы соответствовала частотной полосе 1–5 Гц, вторая – 6–10 Гц, третья 11–15 Гц. В свою очередь каждая часть формулы состояла из трех определителей. Первый определитель соответствует количеству участков с коэффициентом нормализации от 0,6 до 0,7 включительно. Вторым определитель соответствует коэффициенту 0,7–0,9 не включительно, третий – от 0,9 до 1,0 включительно.

Статистическую обработку данных выполняли в пакете Statistics 12.6 (Разработчик: «Dell», США). После оценки распределения полученных данных методом Шапиро-Уилко, для данных, соответствующих нормальному распределению, применяли параметрические методы анализа, для данных, не соответствующих нормальности, применяли непараметрические статистические методы. Критерием достоверности принималось значение  $p \leq 0,05$ . Параметрические данные представляли в виде средней арифметической со стандартным отклонением, непараметрические в виде медианы (Me) верхнего (UQ) и нижнего квартилей (LQ) –  $Me[UQ/LQ]$ . Обработка массивов данных, получаемых от инерциальных датчиков, с последующей реконструкцией скелетной модели тела и расчетам



значений СУ осуществлялось в приложении «Python» (разработчик: «Python Software Foundation», США). Математическое моделирование скелетной модели выполнялось на основе программного продукта «OpenSim» (открытая платформа серии 4,1) с внесением собственных изменений и собственной процедурой калибровки (частота дискретизации данных – 30 Гц).

### Результаты и обсуждение

На первом этапе исследования в группе испытуемых лиц были получены спектральные параметры угловых ускорений основных СУ опорно-двигательного аппарата. Результаты представлены в таблице.

Из таблицы следует, что при выполнении диагностических тестов для всех СУ имеет место типичное распределение спектральных параметров с достоверно большими значениями в полосе 11–15 Гц и меньшими в полосе 1–5 Гц.

При множественных сравнениях значений в пределах одной спектральной полосы установлены следующие СУ с достоверно различимыми параметрами во всех тестах: сгибание и разгибание правого и левого тазобедренного сустава; осевые вращения правого тазобедренного сустава; сгибание и разгибание правого голеностопного сустава; сгибание и разгибание левой кисти; осевые ротации правого плечевого

Таблица. Значения параметров угловых ускорений (в рад/с<sup>2</sup>) суставных углов в различных спектральных полосах

СУ	СП (в Гц)	ТВДД	ТЛД	ТЛПВ	ТАРВ
Сгибание и разгибание правого тазобедренного сустава	1–5*	4,0[7,0/1,8]	1,7[2,8/0,8]	3,1[5,6/1,4]	2,3[4,1/1,1]
	6–10*	11,1[19,7/5,1]	4,4[8,1/2,0]	8,6[13,8/4,3]	5,2[8,8/2,5]
	11–15*	14,5[24,3/6,5]	5,8[10,1/3,1]	10,6[18,7/5,1]	7,9[13,5/3,9]
Отведение и приведение правого тазобедренного сустава	1–5	1,3[2,3/0,7]	1,2[2,2/0,6]	0,8[1,5/0,3]	1,5[2,5/0,7]
	6–10	3,4[5,9/1,7]	4,3[7,4/2,0]	2,8[5,3/1,3]	4,3[7,3/2,1]
	11–15	5,6[9,5/2,6]	5,7[9,9/2,5]	4,0[7,3/1,9]	6,4[10,2/3,2]
Осевые вращения правого тазобедренного сустава	1–5*	2,2[4,2/0,9]	1,5[3,0/0,7]	1,1[2,1/0,6]	4,8[8,8/2,0]
	6–10*	5,1[8,1/2,4]	3,9[6,3/1,7]	3,0[5,0/1,3]	17,7[31,6/9,0]
	11–15*	6,6[11,7/3,0]	5,2[8,4/2,5]	4,3[7,5/1,7]	24,2[39,9/10,1]
Сгибание и разгибание правого коленного сустава	1–5	1,9[3,5/0,8]	1,7[2,6/0,8]	5,3[9,1/2,4]	1,8[3,7/0,8]
	6–10	4,0[6,7/2,0]	3,9[6,4/1,7]	16,5[26,1/7,7]	4,7[8,0/2,5]
	11–15*	5,6[9,6/2,8]	5,0[8,9/2,3]	20,4[34,5/8,4]	7,8[13,4/4,0]
Сгибание и разгибание правого голеностопного сустава	1–5 *	5,2[10,5/2,2]	1,0[1,8/0,6]	2,8[4,8/1,2]	1,3[2,4/0,7]
	6–10 *	14,3[23,2/6,7]	2,9[5,5/1,3]	8,1[13,9/3,9]	4,0[7,4/1,9]
	11–15*	12,9[22,0/6,4]	5,2[8,1/2,6]	11,1[18,8/5,4]	6,8[10,6/3,2]
Осевые вращения правого голеностопного сустава	1–5	2,6[4,5/1,2]	1,0[1,8/0,4]	0,7[1,3/0,3]	0,8[1,5/0,3]
	6–10	5,5[9,6/2,4]	3,0[5,2/1,4]	2,2[3,7/1,1]	2,2[3,9/1,0]
	11–15	6,2[10,2/2,5]	4,0[7,0/2,0]	3,4[5,6/1,9]	3,5[5,7/1,7]
Сгибание и разгибание левого тазобедренного сустава	1–5 *	3,5[7,0/1,8]	1,7[3,0/0,8]	3,3[5,8/1,5]	1,9[3,3/0,8]
	6–10 *	10,8[19,0/5,3]	3,9[6,6/1,9]	8,8[15,5/4,3]	4,8[8,0/2,3]
	11–15*	14,2[23,5/6,6]	5,9[10,3/2,9]	12,5[21,5/5,4]	6,7[12,1/3,4]
Отведение и приведение левого тазобедренного сустава	1–5	1,1[2,1/0,6]	1,2[2,2/0,6]	0,9[1,9/0,4]	1,1[1,9/0,6]
	6–10	3,2[5,5/1,5]	4,7[8,1/2,4]	3,4[5,6/1,5]	3,2[5,7/1,5]
	11–15	5,3[8,7/2,8]	6,7[10,8/3,5]	5,2[8,0/2,4]	5,0[8,4/2,4]
Осевые вращения левого тазобедренного сустава	1–5	2,0[4,0/0,8]	1,7[3,2/0,7]	1,7[3,2/0,8]	5,1[10,0/2,4]
	6–10 *	5,3[8,7/2,3]	3,4[6,2/1,9]	4,0[6,5/1,7]	18,3[32,7/8,9]
	11–15	6,4[10,9/3,2]	5,4[8,4/2,5]	5,6[9,5/2,8]	22,9[37,7/11,1]
Сгибание и разгибание левого коленного сустава	1–5	1,2[2,1/0,6]	1,5[2,8/0,7]	5,4[10,0/2,4]	0,9[1,8/0,4]
	6–10	2,9[4,8/1,4]	4,0[6,7/1,8]	17,2[29,4/8,1]	2,6[4,4/1,3]
	11–15	3,9[6,6/1,8]	5,5[10,0/2,9]	22,4[36,4/9,7]	4,4[7,3/1,9]
Сгибание и разгибание левого голеностопного сустава	1–5	4,6[8,6/2,0]	1,3[2,2/0,6]	2,6[5,2/1,3]	1,1[2,2/0,6]
	6–10	9,2[15,0/4,3]	3,4[5,9/1,5]	9,2[15,5/3,9]	4,2[7,6/2,0]
	11–15*	10,2[17,9/5,1]	5,0[8,3/2,2]	11,6[20,1/6,3]	5,9[10,1/2,9]
Осевые вращения левого голеностопного сустава	1–5	2,9[5,1/1,3]	1,3[2,3/0,6]	0,9[1,5/0,4]	0,7[1,2/0,3]
	6–10	5,5[9,8/2,5]	3,5[5,9/1,8]	2,3[4,2/1,2]	2,3[3,9/1,2]
	11–15	6,7[11,2/3,4]	5,0[8,5/2,6]	3,4[5,7/1,5]	3,6[5,6/1,5]
Сгибание и разгибание правого локтевого сустава	1–5	2,3[4,3/1,0]	1,5[2,6/0,7]	2,6[4,6/1,2]	2,6[4,8/1,1]
	6–10 *	5,9[10,1/2,8]	4,1[7,0/1,8]	7,7[12,5/3,7]	8,0[13,9/4,0]
	11–15*	8,1[13,8/3,7]	5,4[9,3/2,6]	9,8[17,0/4,2]	11,6[19,3/5,3]
Осевые вращения правой кисти	1–5	2,6[5,1/1,1]	1,3[2,4/0,6]	2,5[4,4/1,1]	2,4[4,4/1,0]
	6–10	6,7[11,0/3,2]	3,7[6,4/1,7]	7,6[12,5/3,5]	7,7[13,6/3,9]
	11–15*	7,7[13,2/3,7]	5,3[8,8/2,5]	9,9[17,0/4,3]	11,3[18,5/5,1]

СУ	СП (в Гц)	ТВДА	ТЛД	ТЛПВ	ТАРВ
Сгибание и разгибание правой кисти	1-5	3,0[5,7/1,3]	1,3[2,3/0,6]	2,4[4,3/1,1]	2,2[4,1/0,9]
	6-10	7,2[11,9/3,4]	3,4[5,8/1,5]	7,5[12,2/3,5]	7,2[12,7/3,6]
	11-15*	7,8[13,4/3,7]	4,8[8,1/2,4]	9,8[16,6/4,3]	10,6[17,4/4,7]
Отведение и приведение правой кисти	1-5	3,3[6,4/1,5]	1,3[2,3/0,6]	3,0[5,3/1,4]	1,4[2,8/0,6]
	6-10	8,6[14,6/4,1]	3,4[5,9/1,6]	8,9[14,8/4,2]	3,9[6,8/1,9]
	11-15*	9,7[16,3/4,6]	5,0[8,6/2,4]	11,9[20,1/5,3]	6,2[10,5/3,1]
Сгибание и разгибание левого локтевого сустава	1-5	3,1[6,0/1,4]	1,2[2,2/0,6]	1,9[3,5/0,9]	1,3[2,3/0,6]
	6-10	8,4[14,3/4,0]	3,6[6,4/1,8]	5,6[9,7/2,7]	3,5[6,2/1,7]
	11-15	9,6[16,1/4,6]	5,4[9,1/2,8]	8,1[13,5/3,8]	5,5[9,2/2,7]
Осевые вращения левой кисти	1-5	2,3[4,4/1,1]	1,4[2,5/0,6]	1,6[3,1/0,8]	2,2[4,2/1,0]
	6-10 *	6,2[10,7/2,9]	3,7[6,5/1,9]	4,6[7,8/2,1]	7,1[12,6/3,4]
	11-15*	8,0[13,3/3,8]	5,5[9,1/2,7]	6,7[11,1/3,1]	9,5[16,0/4,6]
Сгибание и разгибание левой кисти	1-5 *	2,0[3,8/0,9]	1,5[2,8/0,7]	2,8[5,2/1,3]	2,2[4,2/1,0]
	6-10 *	5,5[9,5/2,6]	4,0[6,9/2,0]	8,3[14,2/3,9]	7,2[12,7/3,5]
	11-15*	7,4[12,4/3,6]	5,9[9,9/2,9]	11,4[18,8/5,1]	9,7[16,4/4,7]
Отведение и приведение левой кисти	1-5	2,2[4,2/1,0]	1,4[2,6/0,6]	2,6[5,1/1,2]	2,0[4,0/1,0]
	6-10 *	5,1[8,5/2,4]	3,9[6,7/1,9]	8,4[14,2/3,8]	7,1[12,6/3,4]
	11-15*	6,4[11,0/3,2]	5,6[9,4/2,8]	11,2[18,5/5,3]	9,5[15,9/4,6]
Латеральные отклонения таза и поясничного региона	1-5	0,2[0,3/0,1]	0,2[0,3/0,1]	0,1[0,3/0,1]	0,2[0,6/0,1]
	6-10	1,0[1,7/0,4]	0,9[1,7/0,4]	0,9[1,4/0,4]	1,2[2,2/0,6]
	11-15	1,9[3,2/0,9]	1,7[2,8/0,8]	1,4[2,5/0,8]	2,0[3,4/0,9]
Осевые ротации таза и поясничного региона	1-5	0,3[0,7/0,1]	0,3[0,6/0,1]	0,2[0,4/0,1]	1,0[1,7/0,4]
	6-10	1,1[1,9/0,6]	1,0[1,7/0,4]	0,9[1,4/0,4]	2,9[5,0/1,3]
	11-15	1,8[3,1/0,8]	1,5[2,5/0,7]	1,4[2,4/0,7]	3,7[6,4/1,8]
Сгибания и разгибания в таза и поясничного региона	1-5	0,4[0,8/0,1]	0,3[0,7/0,2]	0,2[0,6/0,1]	0,6[1,0/0,2]
	6-10	1,7[2,9/0,7]	1,0[1,9/0,4]	1,1[1,9/0,4]	1,5[2,6/0,8]
	11-15	2,3[3,7/1,1]	1,9[3,2/0,9]	1,5[2,9/0,9]	2,5[4,2/1,2]
Латеральные отклонения поясничного и грудного регионов	1-5	2,7[5,0/1,2]	1,4[2,4/0,6]	2,1[3,7/1,0]	2,0[3,6/0,9]
	6-10	6,3[10,7/3,0]	3,7[6,3/1,7]	6,3[10,3/3,0]	6,3[11,0/3,2]
	11-15*	7,6[12,9/3,6]	5,1[8,7/2,5]	8,2[14,1/3,6]	9,3[15,2/4,2]
Осевые ротации поясничного и грудного регионов	1-5	0,3[0,7/0,1]	0,3[0,6/0,1]	0,2[0,4/0,1]	1,0[1,7/0,4]
	6-10	1,1[1,9/0,6]	1,0[1,7/0,6]	0,9[1,4/0,4]	2,9[5,0/1,3]
	11-15	1,7[3,1/0,8]	1,5[2,5/0,8]	1,4[2,5/0,7]	3,7[6,4/1,8]
Сгибание и разгибание поясничного и грудного регионов	1-5	0,4[0,8/0,1]	0,3[0,7/0,2]	0,2[0,6/0,1]	0,6[1,0/0,2]
	6-10	1,7[2,9/0,7]	1,0[1,9/0,4]	1,1[1,9/0,4]	1,5[2,6/0,8]
	11-15	2,3[3,7/1,1]	1,9[3,2/0,9]	1,5[2,9/0,9]	2,5[4,2/1,3]
Кранио-каудальные перемещения верхнего плечевого пояса справа	1-5	0,4[0,8/0,2]	0,4[0,8/0,2]	0,3[0,7/0,2]	0,8[1,3/0,3]
	6-10	1,8[3,2/0,7]	1,5[2,6/0,8]	1,0[1,7/0,6]	1,8[3,2/0,8]
	11-15	2,5[4,3/1,2]	2,1[3,5/1,0]	1,7[2,8/0,8]	2,9[5,0/1,4]
Вентро – дорзальные перемещения верхнего плечевого пояса справа	1-5	0,8[1,3/0,3]	0,7[1,2/0,3]	0,4[0,8/0,2]	2,0[4,3/0,7]
	6-10	2,4[4,3/1,2]	1,5[2,5/0,8]	1,2[2,0/0,6]	9,1[15,5/4,0]
	11-15	3,4[5,7/1,7]	2,3[4,0/1,1]	2,0[3,5/0,9]	11,3[20,2/6,2]
Кранио-каудальные перемещения верхнего плечевого пояса слева	1-5	0,4[0,9/0,2]	0,4[0,8/0,2]	0,2[0,4/0,1]	0,6[1,1/0,3]
	6-10	1,7[3,1/0,8]	1,5[2,5/0,8]	0,9[1,7/0,4]	1,7[3,0/0,7]
	11-15	2,6[4,3/1,2]	2,1[3,5/1,0]	1,3[2,4/0,8]	2,9[4,6/1,3]
Вентро – дорзальные перемещения верхнего плечевого пояса слева	1-5	0,8[1,4/0,3]	0,6[0,9/0,2]	0,3[0,7/0,1]	1,7[4,2/0,7]
	6-10	2,5[4,3/1,2]	1,2[2,2/0,6]	1,1[2,0/0,6]	9,7[16,2/4,2]
	11-15	3,6[6,3/1,9]	2,0[3,3/1,0]	1,9[3,1/1,0]	11,0[20,4/5,0]
Отведение и приведение правого плечевого сустава	1-5	0,6[0,9/0,2]	0,3[0,7/0,2]	0,3[0,6/0,1]	0,7[1,3/0,3]
	6-10	1,5[2,5/0,7]	1,4[2,6/0,8]	0,9[1,7/0,4]	1,9[3,5/1,0]
	11-15*	2,3[4,0/1,1]	1,9[3,4/1,0]	1,3[2,4/0,7]	3,0[5,0/1,5]
Осевые ротации правого плечевого сустава	1-5 *	0,7[1,3/0,2]	0,9[1,5/0,4]	0,3[0,7/0,1]	2,4[4,8/1,1]
	6-10 *	2,5[4,5/1,3]	1,7[2,8/0,8]	1,1[1,9/0,6]	10,6[17,1/5,1]
	11-15*	3,9[6,2/2,1]	2,3[3,7/1,2]	1,9[3,2/0,8]	13,6[23,3/7,0]

СУ	СП (в Гц)	ТВДД	ТЛД	ТЛПВ	ТАРВ
Сгибания и разгибания правого плечевого сустава	1-5	1,8[3,4/0,8]	0,8[1,7/0,3]	1,0[1,7/0,4]	1,8[3,1/0,7]
	6-10	9,0[15,8/4,2]	2,6[5,1/1,2]	2,5[4,5/1,3]	5,0[8,5/2,5]
	11-15	12,3[20,0/5,6]	4,8[8,5/2,4]	4,2[7,5/2,1]	7,3[12,3/3,7]
Отведение и приведение левого плечевого сустава	1-5	0,4[0,8/0,2]	0,3[0,7/0,2]	0,2[0,4/0,1]	0,7[1,2/0,3]
	6-10 *	1,3[2,3/0,7]	1,7[2,8/0,8]	1,0[1,8/0,4]	2,1[3,4/1,0]
	11-15	2,1[3,6/1,0]	2,2[4,1/1,0]	1,5[2,6/0,7]	3,0[5,2/1,4]
Осевые ротации левого плечевого сустава	1-5	0,6[1,0/0,2]	0,7[1,1/0,2]	0,3[0,7/0,1]	2,1[4,3/0,9]
	6-10 *	1,8[3,2/0,9]	1,5[2,4/0,8]	1,1[2,0/0,6]	10,6[18,7/5,3]
	11-15	2,8[4,5/1,3]	2,0[3,4/1,1]	2,1[3,3/1,0]	12,9[21,7/5,8]
Сгибания и разгибания левого плечевого сустава	1-5	1,8[3,4/0,8]	0,8[1,7/0,3]	0,7[1,5/0,2]	1,5[2,9/0,8]
	6-10 *	7,8[13,4/3,9]	3,3[5,5/1,5]	2,8[4,7/1,2]	4,6[8,3/2,4]
	11-15*	10,5[18,6/4,8]	5,1[8,7/2,2]	4,4[7,4/2,0]	6,9[12,0/3,1]

\* – достоверные различия между всеми тестами; СУ – суставные углы; СП – спектральные полосы; ТВДД – тест вентро-дорзальных девиаций; ТЛД – тест латеро-латеральных девиаций; ТЛПВ – тест линейных перемещений по вертикали; ТАРВ – тест аксиальных ротаций вокруг вертикали.

сустава. Вместе с этим полученные данные демонстрируют статистические различия в одной или двух частотных полосах следующих СУ: сгибание и разгибание правого коленного сустава; осевые вращения левого тазобедренного сустава; сгибание и разгибание левого голеностопного сустава; сгибание и разгибание правого локтевого сустава; осевые вращения правой и левой кистях; отведение и приведение правой и левой кистей; латеральные отклонения в кинематическом сочленении поясничного и грудного регионов; отведение и приведение правого плечевого сустава; осевые ротации левого плечевого сустава; сгибания и разгибания левого плечевого сустава. При этом отличий в полосе от 1 до 5 Гц между тестами не выявлено.

Таким образом, полученные статистически различимые данные позволяют идентифицировать наиболее важные СУ, участвующие в процессе формирования адаптивной кинематики.

На втором этапе исследования полученные количественные спектральные параметры угловых ускорений для каждого СУ были нормализованы к максимальному и минимальному параметру общей суставной кинематики. После этого была проведена процедура трансформации количественных значений в качественные графические «тепловые карты». На рис. 2 представлены полученные результаты в виде визуальных паттернов адаптивной кинематики

Из приведенного рисунка «тепловых карт» диагностических тестов следует, что в спектральной полосе от 1 до 5 Гц отсутствуют значения всех коэффициентов нормализации. Установлено, что при выполнении ТЛД наиболее активными являлись следующие СУ: сгибание и разгибание, отведение и приведение правого и левого тазобедренных суставов; осевые вращения левого тазобедренного сустава; сгибание и разгибание правого локтевого сустава; сгибание и разгибание и осевые вращения правой кисти. Специфичными

СУ с наиболее активной нормализованной кинематикой для ТВДД являлись: сгибание и разгибание правого и левого тазобедренных суставов, а также сгибание и разгибание правого голеностопного сустава. Нормализованная инерциальная кинематика ТЛПВ характеризуется наибольшей активностью таких СУ как сгибание и разгибание правого и левого коленных суставов. Выполнение ТАРВ приводило к активации СУ в виде осевых вращений правого и левого тазобедренных суставов, а также сгибания и разгибания левого голеностопного сустава.

Таким образом, проведение нормализации спектральных параметров угловых ускорений выявило специфические качественные маркеры адаптивной кинематики для каждого направления постурального перемещения тела, при этом общими активными СУ для перемещений во фронтальной и сагиттальной плоскостях являлись сгибания и разгибания правого и левого тазобедренных суставов. При перемещении тела во фронтальной плоскости и осевых поворотах имеется общий активный СУ в виде сгибания и разгибания левого коленного сустава.

Методы визуализации данных по типу «тепловых карт» широко известны, и используются в медико-биологических исследованиях [15, 16]. В них полученное изображение содержит визуально различимые зоны отражающие степень инерциальной активности СУ. Учитывая тот факт, что формирование адаптивной кинематики затрагивает изменение подвижности целого ряда СУ, а положительная динамика двигательной реабилитации приводит к изменению относительных значений, отражающих нарушения функций [11, 12], нами сделан вывод о том, что для оценки адаптивной кинематики и двигательной адаптации в целом, наиболее интересными будут те СУ в которых наблюдается наиболее высокая инерциальная активность с коэффициентом нормализации  $\geq 0,6$ . Мы считаем, что нормализация инерциальной кинематики необходима

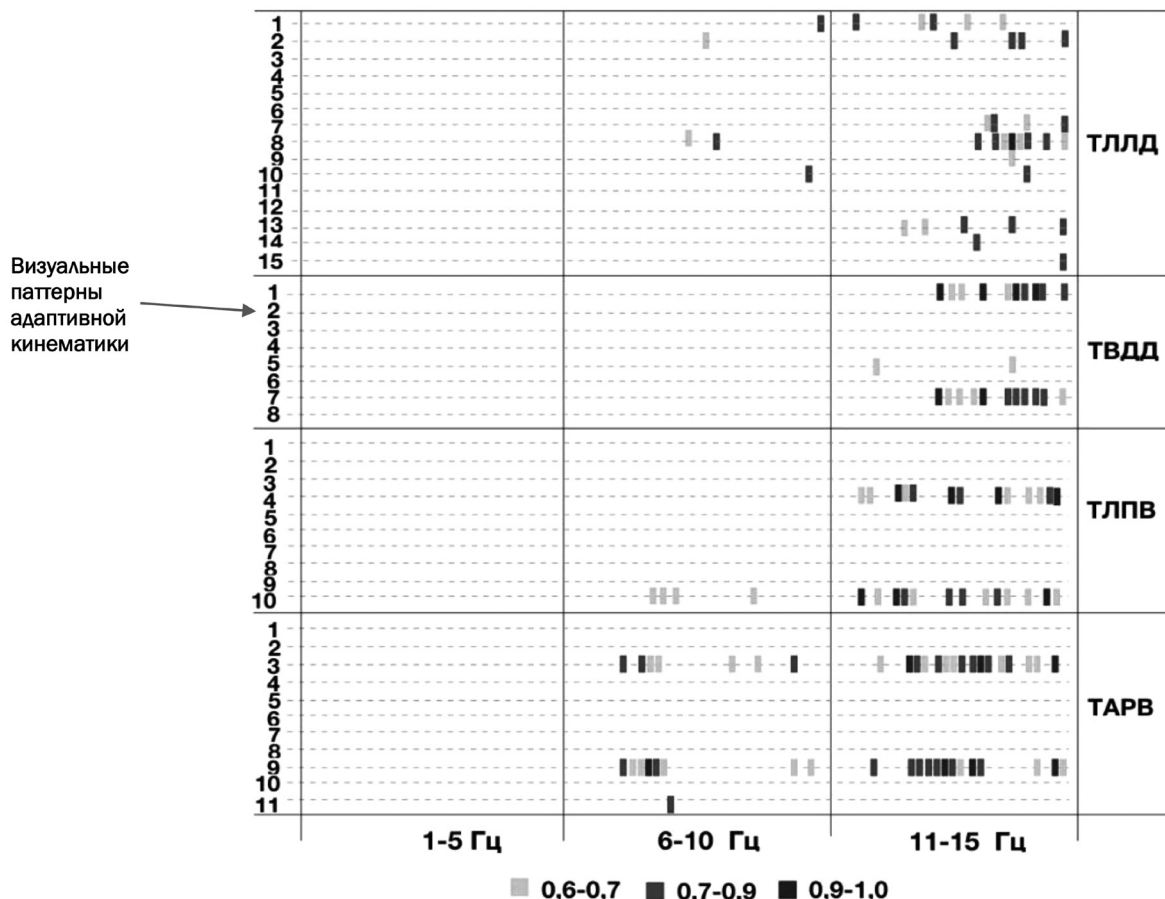


Рисунок 2. Визуальные паттерны адаптивной кинематики (ТЛЛД – тест латеро-латеральной девиации, ТВДД – тест вентро-дорзальной девиации, ТЛПВ – тест линейного перемещения вдоль вертикали, ТАРВ – тест аксиальной ротации вокруг вертикали; 1 – сгибание и разгибание правого тазобедренного сустава; 2 – отведение и приведение правого тазобедренного сустава; 3 – осевые вращения правого тазобедренного сустава; 4 – сгибание и разгибание правого коленного сустава; 5 – сгибание и разгибание правого голеностопного сустава; 6 – осевые вращения правого голеностопного сустава; 7 – сгибание и разгибание левого тазобедренного сустава; 8 – отведение и приведение левого тазобедренного сустава; 9 – осевые вращения левого тазобедренного сустава; 10 – сгибание и разгибание левого коленного сустава; 11 – сгибание и разгибание левого голеностопного сустава; 12 – осевые вращения левого голеностопного сустава; 13 – сгибание и разгибание правого локтевого; 14 – осевые вращения правой кисти; 15 – сгибание и разгибание правой кисти)

по двум причинам. Во-первых, абсолютные значения гармоник спектров зависят от ширины окна (в нашем случае длительности записи), что делает невозможным сравнения записей разной длительности. Решение данной проблемы является актуальным вопросом клинической биомеханики [3, 9]. После нормализации появляется возможность оценивать каждый набор значений в относительных величинах в диапазоне коэффициентов нормализации. Во-вторых, значения в получаемых массивах, преобразованные в цветовую гамму более наглядны и просты для последующей количественной оценки.

Таким образом, применение процедуры количественно-графической трансформации (нормализации) количественных параметров в визуально различимые качественные тепловые карты позволило локализовать субмасимальные и максимальные амплитудные гармоники всего спектрального набора СУ. Полученные визуальные паттерны, в отличие от параметров представленных в таблице, имеют более про-

стой для восприятия вид, при этом являются достаточно информативным инструментом оценки состояния адаптивной кинематики.

На третьем этапе исследования визуальные паттерны адаптивной кинематики (рис. 2) получили количественное выражение для каждого диагностического теста: ТЛЛД = 0.0.0:2.3.0:11.18.1.; ТВДД = 0.0.0:0.0.0:9.8.6.; ТЛПВ = 0.0.0:4.0.0:12.7.7.; ТАРВ = 0.0.0:9.6.1:10.13.6. При этом достоверные отличия между всеми тестовыми заданиями установлены в первом определителе второй части формул, первом и втором определителях третьей части формул, что может указывать на уникальность визуальных паттернов адаптивной кинематики.

Таким образом, разработанная математическая модель нормализации инерциальной кинематики тела при выполнении стандартизированной батареи пострурального тестирования, позволила установить визуальные паттерны, характеризующие качественную структуру адаптивной кинематики. В результате про-



веденного исследования был выявлен ряд закономерностей адаптивной кинематики здоровых лиц. Так, сгибание и разгибание, отведение и приведение правого и левого тазобедренных суставов; осевые вращения левого тазобедренного сустава; сгибание и разгибание правого локтевого сустава; сгибание и разгибание и осевые вращения правой кисти – являются типичными для фронтальных отклонений. Сгибание и разгибание правого и левого тазобедренных суставов, а также сгибание и разгибание правого голеностопного сустава – для сагиттальных отклонений. Осевые вращения правого и левого тазобедренных суставов, а также сгибание и разгибание левого голеностопного сустава – для осевых поворотов. Сгибание и разгибание правого и левого коленных суставов – для линейных перемещений вдоль вертикали. При этом полученные качественные данные адаптивной кинематики в виде «тепловых карт» могут быть трансформированы в количественные формулы, отражающие специфику каждого диагностического теста: «0.0.0:2.3.0:11.18.1.» – для теста латеро-латеральных девиаций; «0.0.0:0.0.0:9.8.6.» – для теста вентро-дорзальных девиаций; «0.0.0:4.0.0:12.7.7.» – для тест линейных перемещений по вертикали; «0.0.0:9.6.1:10.13.6.» – для теста аксиальных ротаций вокруг вертикали.

Разработанная концепция является инновационной и требует проведения дальнейших исследований в том числе сравнительного характера с установлением ее чувствительности и специфичности.

### Литература

1. Кулеш, С. Д., Филинина Н. А., Костиневич Т. М., Клещкова Л. А., Савченко М. Э. Долгосрочные исходы мозгового инсульта в крупной городской популяции Беларуси // Вестник ВГМУ. – 2011. – Т. 10, № 3. – С. 93–101.
2. Katan, M., Luft A. Global Burden of Stroke // *Semin. Neurol.* – 2018. – Vol. 38(2). – P. 208–211.
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 // *J. Int Neuropsychol Soc.* – 2011. – Vol. 17(5). – P. 832–40.
4. Mercier, C., Bertrand A. M., Bourbonnais D. Differences in the magnitude and direction of forces during a submaximal matching task in hemiparetic subjects // *Exp Brain Res.* – 2004. – Vol. 157(1). – P. 32–42.
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. – P. 495–510.
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(2). – P. 273–283.
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 // *Neurorehabil Neural Repair.* – 2002. – Vol. 16(3). – P. 232–40.
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(3). – P. 656–660.
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 // *Med Biol Eng Comput.* – 2011. – Vol. 49(10). – P. 1157–1171.
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 Syst Rehabil Eng.* – 2014. – Vol. 22(5). – P. 1020–1029.
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 // *Ann Biomed Eng.* – 2013. – Vol. 41(2). – P. 366–376.
12. *The International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF).* – Geneva: World Health Organization, 2001. – 342 p.
13. Alejandro, G., Sara L., Joan S., Eloy O., Josep M. T., Montserrat B. Evidence of chronic stroke rehabilitation interventions in activities and participation outcomes: systematic review of meta-analyses of randomized controlled trials // *Eur J. of Physical and Rehabilitation Medicine.* – 2019. – Vol. 55(6). – P. 695–709.
14. Wolf, M. E., Sauer T., Alonso A., Hennerici M. G. Comparison of the new ASCO classification with the TOAST classification in a population with acute ischemic stroke // *J. Neurol.* – 2012. – Vol. 259. – P. 1284–1289.
15. Wilkinson, L., Friendly M. The History of the Cluster Heat Map // *The American Statistician.* – 2009. – Vol. 63. – P. 179–184.
16. Nayoung, K., Herin P., Ningning H., Hyeon Y. L., Sukjoon Y. Q. Canvas: An Advanced Tool for Data Clustering and Visualization of Genomics Data // *Genomics Inform.* – 2012. – Vol. 10(4). – P. 263–265.

Поступила 07.07.2020 г.