

Гений ортопедии. 2022. Т. 28, № 3. С. 417-424.  
Genij Ortopedii. 2022. Vol. 28, no. 3. P. 417-424.



#### Научная статья

УДК 612.766:531.1/.3]-053.2(086.8)

<https://doi.org/10.18019/1028-4427-2022-28-3-417-424>

### Показатели кинетики локомоторных стереотипов у здоровых детей в различных скоростных диапазонах передвижения

Т.И. Долганова<sup>1,2✉</sup>, Д.А. Попков<sup>1</sup>, Д.В. Долганов<sup>1</sup>, Г.М. Чибиров<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии имени академика Г.А. Илизарова, Курган, Россия

<sup>2</sup> Курганский государственный университет, Курган, Россия

**Автор, ответственный за переписку:** Тамара Игоревна Долганова, [rjik532007@rambler.ru](mailto:rjik532007@rambler.ru)

#### Аннотация

**Цель.** Определить нормативные значения кинетических параметров походки у здоровых детей в различных скоростных диапазонах передвижения. **Материалы и методы.** Оценка локомоторного профиля методом видеоанализа походки (CGA) проведена в амбулаторных условиях у 27 детей (54 конечности) в возрасте 10–13 лет. Были использованы и обработаны следующие переменные: пиковая отрицательная мощность тазобедренного, коленного и голеностопного суставов (W/kg) (релаксация); пиковая положительная мощность тазобедренного, коленного и голеностопного (опорный толчок) суставов (W/kg) (генерация); рассчитывалась суммарная (по тазобедренным, коленным и голеностопным суставам) положительная и суммарная отрицательная мощность; суммарная общая пиковая мощность; значения полезной пиковой мощности и общая механическая эффективность. Показатели кинетики обобщались по диапазонам ранжирования абсолютной скорости ходьбы (км/час) с учетом веса пациентов. Количественные характеристики представлены в таблице в виде медианы, процентильного диапазона распределения значений (25÷75 %) и числа наблюдений (n), равного числу конечностей. **Результаты.** Представлены нормативные кинетические параметры походки при скорости передвижения в диапазоне от 1,1 до 5,0 км/час у здоровых детей 10–13 лет. Выявлена сильная корреляционная связь значений мощности опорного толчка при формировании рефлекса реципрокного торможения растяжения голени со скоростными параметрами передвижения ( $r = -0,925$ ,  $n = 142$  и  $p < 0,001$ ). Для изменения скорости передвижения менялся двигательный локомоторный стереотип с перераспределением нагрузки с одних суставных мышц на другие. Если доля вклада мощности мышц тазобедренного сустава увеличивалась, в среднем, на 10,8 %, а коленного сустава – на 15,3 %, то доля вклада голеностопного сустава уменьшалась на 16,8 %. **Обсуждение.** В локомоторных стереотипах у обследованных детей выявлена достоверная положительная корреляционная взаимосвязь между скоростью ходьбы и общей суммарной ( $r = 0,907$ ,  $n = 104$ ) и полезной пиковой мощностью ( $r = 0,475$ ,  $n = 104$ ) суставных мышц, при этом максимальные медианные значения полезной суммарной пиковой мощности всех суставных мышц регистрировались при скорости передвижения в диапазоне от 3,1 до 4,0 км/час.

**Ключевые слова:** дети, стереотип ходьбы, параметры, видеоанализ походки

**Благодарности:** коллектив авторов благодарит учащихся школы № 47 г. Кургана и их родителей за согласие и возможность проведения данного исследования.

**Для цитирования:** Показатели кинетики локомоторных стереотипов у здоровых детей в различных скоростных диапазонах передвижения / Т.И. Долганова, Д.А. Попков, Д.В. Долганов, Г.М. Чибиров // Гений ортопедии. 2022. Т. 28, № 3. С. 417-424. <https://doi.org/10.18019/1028-4427-2022-28-3-417-424>. EDN TPNUDK.

#### Original article

### Indicators of the kinetics of locomotor stereotypes in healthy children in different speed ranges of movement

T.I. Dolganova<sup>1,2✉</sup>, D.A. Popkov<sup>1</sup>, D.V. Dolganov<sup>1</sup>, G.M. Chibirov<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Ilizarov National Medical Research Centre for Traumatology and Orthopedics, Kurgan, Russian Federation

<sup>2</sup> Kurgan State University, Kurgan, Russian Federation

**Corresponding author:** Tamara I. Dolganova, [rjik532007@rambler.ru](mailto:rjik532007@rambler.ru)

#### Abstract

**Purpose** To determine the normative values of the kinetic parameters of gait in healthy children in different speed ranges of movement. **Materials and methods** Locomotor profile assessment by video gait analysis (CGA) was performed on an outpatient basis in 27 children (54 limbs), aged 10–13 years. The following variables were used and processed: peak negative hip, knee and ankle power (W/kg) (relaxation); peak positive power of the hip, knee and ankle (support push) joints (W/kg) (generation); the total positive and total negative power was calculated (for the hip, knee and ankle joints); total peak power; net peak power values and overall mechanical efficiency. Kinetics indicators were generalized according to the ranges of ranking of the absolute walking speed (km/h), taking into account the weight of patients. Quantitative characteristics are presented in the table as a median, percentile range of distribution of values (25÷75 %) and the number of observations (n) equal to the number of limbs. **Results** The normative kinetic parameters of gait are presented at a speed of movement in the range from 1.1 to 5.0 km/h in healthy children aged 10–13 years. A strong correlation was found between the values of the power of the reference shock during the formation of the reciprocal inhibition reflex of the shin sprain and the speed parameters of movement ( $r = -0.925$ ,  $n = 142$  and  $p < 0.001$ ). To change the speed of movement, the motor locomotor stereotype was changed with the redistribution of the load from one joint muscle to another. If the share of the contribution of the power of the muscles of the hip joint increased, on average, by 10.8 %, and of the knee joint – by 15.3 %, then the share of the contribution of the ankle joint decreased by 16.8 %. **Discussion** In locomotor stereotypes in the examined children, a significant positive correlation was found between walking speed and the total ( $r = 0.907$ ,  $n = 104$ ) and useful peak power ( $r = 0.475$ ,  $n = 104$ ) of the joint muscles, while the maximum median values of the useful total peak the power of all joint muscles was recorded at a speed of movement in the range from 3.1 to 4.0 km/h.

**Keywords:** children, walking stereotype, parameters, video analysis of gait

**Acknowledgments:** The team of authors would like to thank the students of Kurgan School No. 47 and their parents for their consent and the opportunity to conduct this study.

**For citation:** Dolganova T.I., Popkov D.A., Dolganov D.V., Chibirov G.M. Indicators of the kinetics of locomotor stereotypes in healthy children in different speed ranges of movement. *Genij Ortopedii*, 2022, vol. 28, no 3, pp. 417-424. <https://doi.org/10.18019/1028-4427-2022-28-3-417-424>

## ВВЕДЕНИЕ

Одна из основных целей анализа походки – выявить отклонения походки пациента от «нормальных» моделей движений. Поэтому важным компонентом анализа походки является наличие нормативных баз данных, соответствующих возрасту и комплекции. Исследователи детской походки обычно создают собственные нормативные базы данных или ссылаются на опубликованные [1, 2]. В литературе широко представлены временные нормативные параметры цикла шага как у взрослых, так и у детей (табл. 1).

Фактически, скорость, с которой человек ходит, определяется параметрами локомоторного стереотипа: кинематикой суставов, силой реакции опоры (GRF), моментами силы и мощности суставов, мышечной активностью и временными характеристиками шага у детей [2, 6], молодых взрослых [7], а также у пожилых людей [8]. Для трудоспособного населения очень медленная ходьба требует различного нервно-мышечного, локомоторного, пострального и динамического контроля баланса [9], и в отличие от кинематики, кинетика походки показала сильную взаимосвязь со скоростью ходьбы и, в частности, с коэффициентами корреляции более 0,90 для моментов сгибания и разгибания [10] колена.

У здоровых детей при обследовании без учета скорости ходьбы, в зависимости от используемых классификаторов нормы (UNB или Сан-Диего), от 6 до 49 % (соответственно) циклов шага классифицировались как аномальные для нормативных кинематических кривых [11]. Нейроматурация паттернов походки происходит с четырех лет, и скорость является надежным показателем созревания походки. Скоростные характеристики походки обеспечиваются разными временными параметрами локомоторного стереотипа, кинетикой (по данным опорного толчка) и кинематикой с учетом нормализованной скорости [12] у детей в возрасте 4–17 лет [6]. Приводятся данные нормы силы подошвенного сгибания у детей без уточнения возраста, скорости ходьбы ( $1,27 \text{ N}^* \text{m/kg}$ ) и

мощности сокращения мышцы для выполнения работы движения в голеностопном суставе – опорный толчок ( $2,27 \text{ W/kg}$ ) [13]. Гендерные различия не проявляются у детей до неврологической и костно-мышечной зрелости, при этом походка ребенка будет продолжать меняться, с точки зрения пространственно-временных параметров, до тех пор, пока он не достигнет своих конечных антропометрических показателей [14].

По сравнению со взрослыми дети демонстрируют более низкую произвольную мышечную силу, скорость и мощность даже после корректировки размерных различий, зависящих от возраста [15]. Одним из вероятных объяснений этих различий является более низкий уровень максимальной произвольной мышечной активации у детей [16], который связан с относительной неспособностью ими задействовать или использовать свои «быстросоcontractирующиеся» двигательные волокна, тип II [16].

Несмотря на то, что отдельные попытки публикации нормативных показателей параметров кинетики походки у взрослых уже осуществлялись [17], скоростные характеристики ходьбы определялись очень приблизительно и только субъективно: медленный темп, обычный темп, быстрый темп.

При типичном анализе локомоторных стереотипов паттерны походки людей с патологией, идущих в удобном темпе, сравниваются с группой здоровых людей. Однако, поскольку при патологии люди склонны ходить медленнее, это сравнение может быть не корректным.

Таким образом, нормативные параметры кинетики походки в зависимости от скорости ходьбы имеют обоснованное значение для врачей, которые полагаются на результаты анализа походки при оптимизации тактики лечения пациентов [18–21].

**Цель настоящего исследования** – сформировать нормативные ориентиры значений параметров кинетики походки в традиционных скоростных диапазонах ходьбы у здоровых детей.

Таблица 1

Временные параметры цикла шага в норме [3, 4, 5]

|                                                             | 7–8 лет         | 10–11 лет       | 13–15 лет       | 20–25 лет       |
|-------------------------------------------------------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| Скорость ходьбы, м/с                                        | $1,05 \pm 0,02$ | $1,11 \pm 0,02$ | $1,12 \pm 0,02$ | $1,17 \pm 0,03$ |
| Длина периода шага, м                                       | $1,04 \pm 0,02$ | $1,15 \pm 0,02$ | $1,26 \pm 0,02$ | $1,42 \pm 0,02$ |
| Длительность периода опоры, % от длительности цикла шага    | $62,0 \pm 1,6$  | $61,6 \pm 0,9$  | $62,8 \pm 1,6$  | $62,7 \pm 1,1$  |
| Длительность периода переноса, % от длительности цикла шага | $38,0 \pm 0,5$  | $38,4 \pm 0,7$  | $37,2 \pm 0,6$  | $37,3 \pm 0,6$  |
| Длительность цикла шага, сек.                               | $0,99 \pm 0,02$ | $1,04 \pm 0,01$ | $1,13 \pm 0,03$ | $1,21 \pm 0,03$ |
| Темп ходьбы, шагов / мин.                                   | $121 \pm 2$     | $115 \pm 1$     | $106 \pm 2$     | $99 \pm 2$      |
| Двойной двуопорный период, % от длительности цикла шага     | $10,2 \pm 0,7$  | $12,1 \pm 0,9$  | $12,7 \pm 0,4$  | $12,7 \pm 0,4$  |

## МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Оценка локомоторного профиля методом видеоанализа походки (CGA) проведена в амбулаторных условиях у 27 детей (54 конечности). Средний возраст на момент анализа походки составлял 11,9 (10–13) года. Обследуемым производился компьютерный анализ параметров ходьбы в лаборатории анализа походки Центра Илизарова (*Ilizarov Gait Analysis Laboratory*). Дети ходили босиком с медленной, привычной и быстрой

для них скоростью на 7-метровой дорожке.

Выделено четыре группы обследованных:

группа I – скорость ходьбы  $0,4 \div 0,7$  м/сек ( $1,1 \div 2,0$  км/час), включала 38 наблюдений;

группа II – скорость ходьбы  $0,71 \div 1,2$  м/сек ( $2,1 \div 3,0$  км/час), включала 40 наблюдений;

группа III – скорость ходьбы  $1,21 \div 1,5$  м/сек ( $3,1 \div 4,0$  км/час), включала 44 наблюдения;

группа IV – скорость ходьбы  $1,51 \pm 1,8$  м/сек ( $4,1 \pm 5,0$  км/час), включала 20 наблюдений.

Кинематические данные регистрировались оптическими камерами Qualisys 5+ (6 камер компании Qualisys) с технологией видеозахвата пассивных маркеров; кинетические данные с использованием одной динамометрической платформы AMTI (BP600400, США). При установке маркеров использовалась модель IOR, которая оптимальна при минимальной конфигурации системы и подходит для анализа ходьбы, при которой скорость обследуемых небольшая [22]. Анализируются паттерны локомоторного профиля, принятые Дельфийской конвенцией (рис. 1) [23]. Анализ кинематики и кинетики проводился в программах QTM (Qualisys) и Visual3D (C-Motion) с автоматизированным расчетом значений [24]. Были экспортированы и обработаны следующие переменные: пиковая отрицательная мощность тазобедренного, коленного и голеностопного суставов (W/kg) (релаксация); пиковая положительная мощность тазобедренного, коленного и голеностопного (опорный толчок) суставов (W/kg) (генерация); рассчитывалась суммарная (по тазобедренным, коленным и голеностопным суставам) положительная и суммарная отрицательная мощность [25]; суммарная общая пиковая мощность – как сумма абсолютных величин генерации и релаксации; значения полезной пиковой мощности – как разность абсолютных величин генерации и релаксации на графиках кинетики [26]. Общая механическая эффективность, определяемая как отношение положительной (полезной) пиковой мощности к общей.

Показатели кинетики ранжировались по данным абсолютной скорости ходьбы (м/сек, км/час) с учетом веса пациента. Все данные по оси абсцисс нормали-

зовались в процентном диапазоне от 0 до 100, который соответствовал полному циклу шага. Был выделен каждый цикл шага, и на графиках построены средние значения.

Статистическая обработка данных производилась с помощью пакета анализа данных Microsoft EXCEL-2010 и AtteStat. Все кинетические параметры в формуле своего расчета включают переменную скорости передвижения [17]. Учитывая произвольное регулирование скоростных параметров цикла шага и количество наблюдений в группах от 20 до 44, для обработки результатов использована непараметрическая статистика с принятием уровня значимости  $p \leq 0,05$ . Количественные характеристики выборочных совокупностей представлены в таблице в виде медианы с уровнем распределения процентилей  $25 \div 75$  % и числа наблюдений (n), равного числу конечностей. Статистическую значимость различий определяли с использованием непарного критерия Вилкоксона.

На проведение исследований было получено разрешение комитета по этике при ФГБУ «НМИЦ ТО им. акад. Г.А. Илизарова». № 2(57) от 17.05.2018 г. Исследования проводились в соответствии с этическими стандартами Хельсинкской декларации Всемирной медицинской ассоциации «Этические принципы проведения научных медицинских исследований с участием человека» с поправками 2000 года, «Правилами клинической практики в Российской Федерации», утвержденными Приказом Минздрава РФ от 19.06.2003 года № 266. Родители детей, участвовавших в исследовании, присутствовали при его проведении, подтверждали информированное согласие на его проведение и публикацию результатов исследований без идентификации личности.

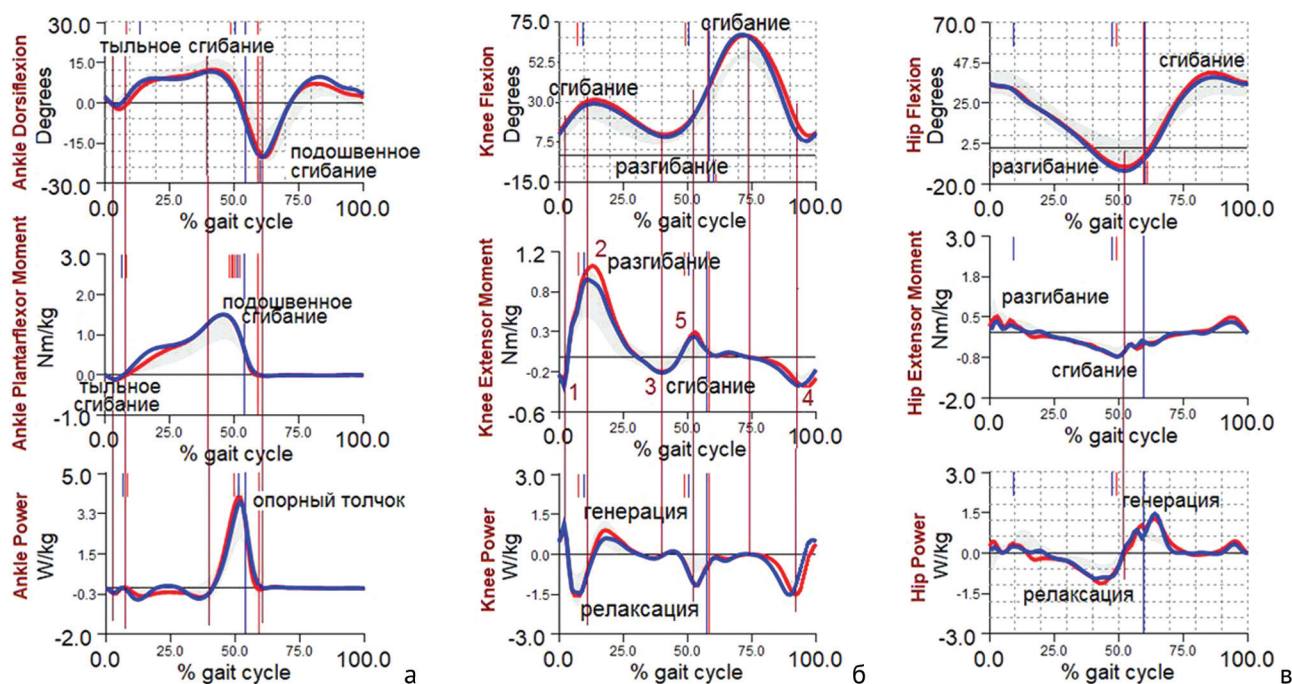


Рис. 1. Примеры паттернов кинематики и кинетики локомоторного профиля: а – голеностопного сустава; б – коленного сустава, где на графике кинетики выделенные значения  $N \cdot m/kg$  соответствуют функциональным моментам: 1 – амортизационное подгибание колена, 2 – разгибание голени, 3 – сгибание голени, 4 – рефлекс растяжения, 5 – окончание переката стопы (опорный толчок); в – тазобедренного сустава

## РЕЗУЛЬТАТЫ

Результаты исследований представлены в таблицах 2, 3 и на рисунках 2, 3, 4.

С увеличением скорости ходьбы от 1,0 до 5,0 км/час статистически значимые кинетические параметры выделены в таблице 2. Динамика кинетических показателей ( $N \cdot m/kg$ ) при увеличении скорости ходьбы во фронтальной плоскости для коленного и голеностопного суставов, отведения бедра, сгибания голени статистически недостоверны ввиду их большой групповой и индивидуальной вариабельности. Это отражает выраженный неспецифический характер участия этих групп мышц в локомоторной активности. За счет инерционных сил статистически недостоверны значения кинетики коленного сустава в момент отрыва стопы.

Кинетические параметры мышц, приводящих бедро, и формирования рефлекса реципрокного торможения

растяжения голени наиболее тесно коррелируют со скоростными параметрами походки (коэффициент корреляции Пирсона:  $r = -0,646$ ,  $r = -0,925$  соответственно, при  $n = 142$ ,  $p < 0,001$ ).

В диапазоне скоростей ходьбы с увеличением скорости от 0,4 до 5,0 км/час суммарная общая мощность работы суставов увеличивается в 3,4–5,7 раза. Медианные усреднения по скоростным интервалам составили (табл. 3): при 1,1–1,9 км/час – 33,36 ( $2,6 \div 3,7$ ) W/kg, при 2,0–3,3 км/час – 5,98 ( $4,9 \div 7,3$ ) W/kg, при 3,4–4,1 км/час – 9,86 ( $8,9 \div 11,2$ ) W/kg, при скорости 4,2–5,0 км/час – 13,5 ( $12,6 \div 14,9$ ) W/kg.

С увеличением скорости ходьбы от 1,0 км/час до 5,0 км/час величина мощности опорного толчка увеличилась в 3,0–3,5 раза, суммарная мощность увеличилась в 4,5–5,0 раз (табл. 3).

Таблица 2

Значения кинетики ( $N \cdot m/kg$ ) суставов нижних конечностей у детей 10–13 лет в зависимости от скорости ходьбы, Ме (25 % ÷ 75 %)

| Параметры цикла шага                 | Скорость ходьбы, м/сек (км/час)                        |                                                          |                                                           |                                                          |
|--------------------------------------|--------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------|
|                                      | I (n = 38)<br>0,64 м/сек (0,4÷0,7)<br>(1,1÷2,0 км/час) | II (n = 40)<br>1,08 м/сек (0,71÷1,2)<br>(2,1÷3,0 км/час) | III (n = 44)<br>1,44 м/сек (1,21÷1,5)<br>(3,1÷4,0 км/час) | IV (n = 20)<br>1,75 м/сек (1,51÷1,8)<br>(4,1÷5,0 км/час) |
| Разгибание бедра                     | 0,38 (0,2÷0,5)                                         | 0,69 (0,5÷0,8)                                           | 0,98 (0,7÷1,2)**                                          | 1,36 (1,17÷1,55)***                                      |
| Сгибание бедра                       | -0,38 (-0,4÷-0,3)                                      | -0,54 (-0,6÷-0,4)                                        | -0,79 (-0,9÷-0,6)**                                       | -1,01 (-1,24÷-0,76)***                                   |
| Отведение бедра                      | -0,04 (-0,09÷-0,03)                                    | -0,12 (-0,20÷-0,06)*                                     | -0,19 (-0,2÷-0,1)**                                       | -0,36 (-0,49÷-0,22)***                                   |
| Приведение бедра                     | 0,78 (0,7÷0,9)                                         | 0,84 (0,8÷1,0)                                           | 0,94 (0,8÷1,0)                                            | 1,01 (0,9÷1,1)                                           |
| Амортизационное подгибание колена    | -0,12 (-0,18÷-0,04)                                    | -0,21 (-0,28÷-0,11)                                      | -0,29 (-0,4÷-0,15)                                        | -0,39 (-0,49÷-0,31)***                                   |
| Разгибание голени                    | 0,27 (0,1÷0,5)                                         | 0,52 (0,3÷0,6)                                           | 0,85 (0,6÷1,0)**                                          | 1,23 (0,8÷1,3)***                                        |
| Сгибание голени                      | -0,12 (-0,28÷0,05)                                     | -0,13 (-0,24÷-0,02)                                      | -0,16 (-0,26÷-0,04)                                       | -0,28 (-0,39÷-0,15)                                      |
| Рефлекс растяжения                   | -0,08 (-0,1÷-0,06)                                     | -0,18 (-0,23÷-0,16)*                                     | -0,29 (-0,33÷-0,27)**                                     | -0,38 (-0,42÷-0,33)***                                   |
| Момент отрыва стопы                  | 0,12 (0,06÷0,18)                                       | 0,16 (0,09÷0,26)                                         | 0,20 (0,16÷0,27)                                          | 0,17 (0,13÷0,20)                                         |
| Отведение колена, varus              | -0,03 (-0,07÷-0,01)                                    | -0,08 (-0,1÷-0,03)                                       | -0,07 (-0,13÷-0,04)                                       | -0,11 (-0,21÷-0,04)                                      |
| Приведение колена, valgus            | 0,31 (0,2÷0,4)                                         | 0,34 (0,2÷0,5)                                           | 0,41 (0,2÷0,5)                                            | 0,42 (0,3÷0,5)                                           |
| Тыльное сгибание, landing force      | -0,07 (-0,11÷-0,03)                                    | -0,12 (-0,17÷-0,06)                                      | -0,17 (-0,18÷-0,13)**                                     | -0,21 (-0,24÷0,14)***                                    |
| Подошвенное сгибание, take-off force | 1,25 (1,1÷1,4)                                         | 1,37 (1,2÷1,5)                                           | 1,52 (1,4÷1,6)                                            | 1,61 (1,55÷1,68)***                                      |
| Eversion (varus) стопы               | 0,17 (0,1÷0,3)                                         | 0,31 (0,2÷0,4)                                           | 0,31 (0,2÷0,5)                                            | 0,41 (0,25÷0,49)                                         |
| Inversion (valgus) стопы             | -0,06 (-0,1÷-0,03)                                     | -0,08 (-0,1÷-0,05)                                       | -0,07 (-0,1÷-0,03)                                        | -0,11 (-0,1÷-0,06)                                       |

Примечание: \* –  $p < 0,05$  между II и I столбцами, \*\* –  $p < 0,05$  между III и I столбцами, \*\*\* –  $p < 0,05$  между IV и I столбцами.

Таблица 3

Показатели пиковой мощности (W/kg) работы суставов у детей 10–13 лет в зависимости от скорости ходьбы, Ме (25 % ÷ 75 %)

| Суставы                                                               | Скорость ходьбы (м/сек, км/час)                        |                                                          |                                                           |                                                          |
|-----------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------|
|                                                                       | I (n = 38)<br>0,64 м/сек (0,4÷0,7)<br>(1,1÷2,0 км/час) | II (n = 40)<br>1,08 м/сек (0,71÷1,2)<br>(2,1÷3,0 км/час) | III (n = 44)<br>1,44 м/сек (1,21÷1,5)<br>(3,1÷4,0 км/час) | IV (n = 20)<br>1,75 м/сек (1,51÷1,8)<br>(4,1÷5,0 км/час) |
| <b>Тазобедренный</b>                                                  |                                                        |                                                          |                                                           |                                                          |
| генерация                                                             | 0,31 (0,2÷0,5)                                         | 0,86 (0,7÷1,1)                                           | 1,37 (1,1÷1,6)                                            | 2,04 (1,9÷2,6)                                           |
| релаксация                                                            | -0,26 (-0,3÷-0,2)                                      | -0,55 (-0,8÷-0,3)                                        | -0,91 (-1,2÷-0,7)                                         | -1,56 (-1,9÷-1,1)                                        |
| (Hip Power) суммарная (общая)                                         | 0,58 (0,4÷0,9)                                         | 1,40 (1,1÷1,9)                                           | 2,28 (1,9÷2,8)                                            | 3,76 (3,2÷4,3)                                           |
| полезная мощность                                                     | 0,08 (0,03÷0,18)                                       | 0,36 (0,14÷0,58)                                         | 0,35 (0,21÷0,51)                                          | 0,76 (0,25÷0,92)                                         |
| <b>Коленный</b>                                                       |                                                        |                                                          |                                                           |                                                          |
| генерация                                                             | 0,21 (0,1÷0,3)                                         | 0,44 (0,3÷0,7)                                           | 1,02 (0,7÷1,3)                                            | 1,60 (1,2÷2,0)                                           |
| релаксация                                                            | -0,46 (-0,5÷-0,3)                                      | -0,96 (-1,2÷-0,7)                                        | -1,81 (-2,2÷-1,5)                                         | -3,11 (-3,8÷-2,8)                                        |
| (Knee Power) суммарная (общая)                                        | 0,69 (0,5÷0,8)                                         | 1,42 (1,0÷1,8)                                           | 2,86 (2,1÷3,5)                                            | 4,84 (3,8÷5,5)                                           |
| полезная мощность                                                     | -0,25 (-0,38÷-0,10)                                    | -0,42 (-0,69÷-0,31)                                      | -0,76 (-1,10÷-0,55)                                       | -1,78 (-2,24÷-1,17)                                      |
| <b>Голеностопный</b>                                                  |                                                        |                                                          |                                                           |                                                          |
| опорный толчок, push-off генерация                                    | 1,34 (1,0÷1,6)                                         | 2,54 (1,9÷2,8)                                           | 3,97 (3,1÷4,5)                                            | 4,25 (3,8÷4,6)                                           |
| релаксация                                                            | -0,56 (-0,6÷-0,5)                                      | -0,66 (-0,8÷-0,5)                                        | -0,75 (-1,0÷-0,6)                                         | -0,91 (-1,0÷-0,6)                                        |
| (Ankle Power) суммарная (общая)                                       | 1,87 (1,4÷2,2)                                         | 3,14 (2,5÷3,6)                                           | 4,67 (3,9÷5,5)                                            | 5,16 (4,9÷5,6)                                           |
| полезная мощность                                                     | 0,81 (0,44÷1,08)                                       | 1,78 (1,35÷2,12)                                         | 3,12 (2,37÷3,63)                                          | 3,06 (2,44÷3,89)                                         |
| суммарная (общая) пиковая мощность работы всех суставов конечности    | 3,36 (2,6÷3,7)                                         | 5,98 (4,9÷7,3)                                           | 9,86 (8,9÷11,2)                                           | 13,5 (12,6÷14,9)                                         |
| суммарная (полезная) пиковая мощность работы всех суставов конечности | 0,60 (0,46÷0,88)                                       | 1,46 (1,12÷1,98)                                         | 2,65 (1,91÷3,23)                                          | 2,41 (1,21÷3,04)                                         |
| механическая эффективность                                            | 60,0 % (57,9÷63,4)                                     | 63,0 % (59,4÷65,8)                                       | 63,5 % (60,6÷65,9)                                        | 58,9 % (54,7÷61,5)                                       |

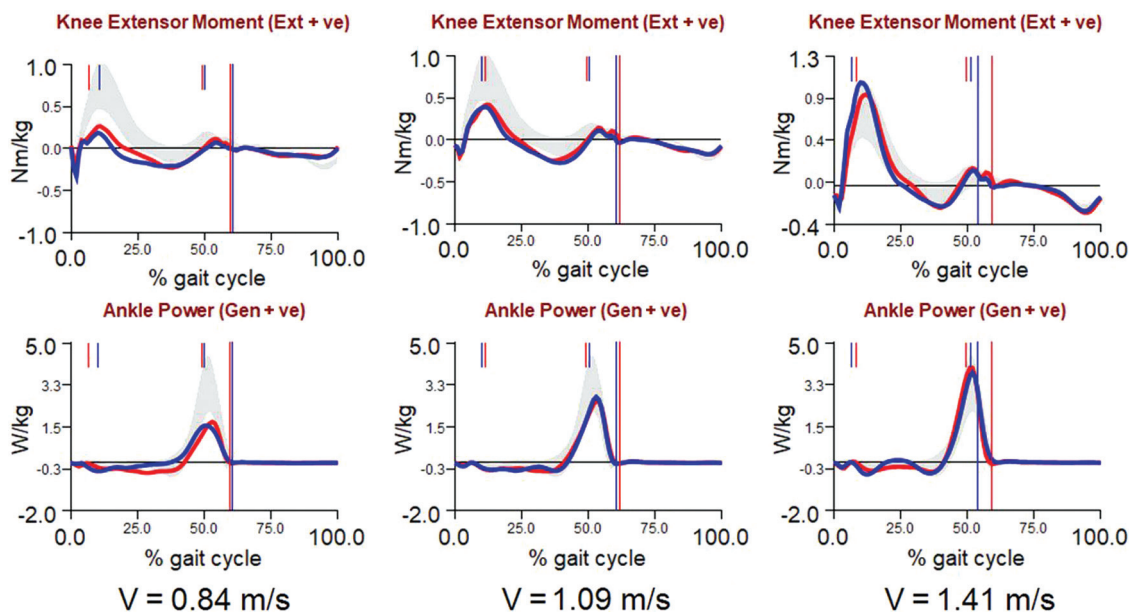


Рис. 2. Пример регистрации кинетики и кинематики у здорового ребенка К., 13 лет, при ходьбе с разной скоростью. Синяя кривая – правая конечность, красная кривая – левая конечность. Серая кривая – нормативные параметры программ QTM (Qualisys)

У типично развивающихся детей выявлена достоверная положительная корреляционная взаимосвязь между скоростью ходьбы и общей сум-

марной ( $r = 0,907$ ,  $n = 104$ ) и полезной пиковой мощностью ( $r = 0,475$ ,  $n = 104$ ) работы суставов (рис. 3).

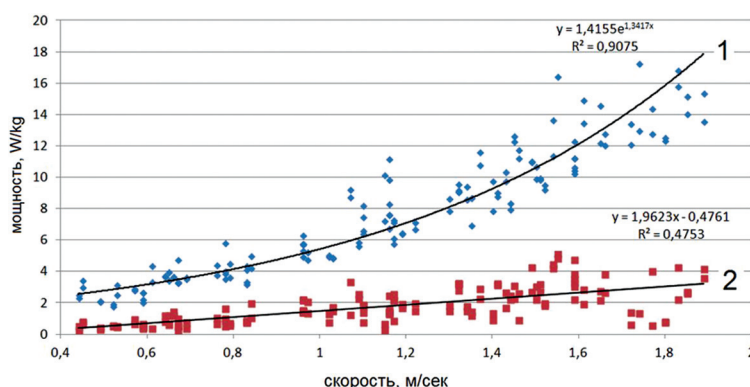


Рис. 3. График зависимости общей суммарной (1) и полезной (2) пиковой мощности работы суставов от скорости ходьбы

## ОБСУЖДЕНИЕ

Выявленная сильная корреляционная связь кинетических параметров мышц при формировании рефлекса реципрокного торможения растяжения голени со скоростными параметрами походки согласуется с данными литературы. Более длинные пучки позволяют увеличивать скорость укорачивания волокон, что оказывает прямое влияние на скорость развития силы мышц. Значимые корреляции ( $r = -0,466$ ) были обнаружены между длиной мышечного пучка *m. gastrocnemius* и скоростью развития силы и пиковой мощности у детей с типичным развитием, между длиной мышечного пучка разгибателя колена (*m. rectus femoris*) и скоростью развития силовых параметров ( $r = 0,82$ ,  $p < 0,001$ ), но отсутствовала у детей с ДЦП. Авторы отмечают, что регулирование длины саркомера при ходьбе происходит не одинаково у здоровых детей и детей с ДЦП [27].

Рефлекс реципрокного торможения растяжения за счет гаммотонейрон-рефлекторной дуги обеспечивает равномерность сокращения мышечной ткани

и синергетическое взаимодействие различных групп мышц в локомоторном стереотипе. Активность мышц сгибателей голени начинается в неопорный период шага и достигает пика  $\approx$  к 95 % цикла шага и продолжается в начале опорного периода [3]. На графиках кинематических и кинетических показателей коленного сустава (рис. 1, а, точка 4) период и значения формирования рефлекса реципрокного торможения растяжения голени соответствует минимальным значениям в неопорную фазу цикла шага (95–98 % цикла шага). Преждевременная активность (смещение к значениям 85–90 % цикла шага) возникает у пациентов со спастичностью (например, инсульт, рассеянный склероз, церебральный паралич), у которых повышен рефлекс растяжения, что препятствует и ограничивает сгибание колена, уменьшая длину шага [28]. На профиле ЭМГ формирование рефлекса реципрокного торможения растяжения голени соответствует максимальной активности *m. biceps femoris* и *m. semitendinosus* [5].

Мышцы каждого сустава на графиках кинетики имеют отрицательные (релаксация) и положительные (генерация) значения пиковой мощности, которые связаны с работой, производимой (генерация) или рассеиваемой (релаксация) скелетными мышцами посредством либо укорачивающих (концентрических), либо удлиняющих (эксцентрических) сокращений (рис. 1). При ходьбе по ровной поверхности продвижение тела вперед осуществляется за счет высвобождения накопленной механической энергии в процессе физиологических рефлексов торможения. Положительная работа мышц происходит при сокращении, когда векторы силы и смещения совпадают, что увеличивает механическую энергию. Отрицательные значения участков траектории кинетики отражают физиологические рефлексы торможения и патологические состояния тканей (контрактуры суставов, спастичность мышц и др.) [29, 30]. Значения полезной мощности были положительными для тазобедренного и голеностопного суставов и отрицательными для коленного сустава (рис. 4). Рассеяние энергии в той или иной степени происходит во всех тканях тела, но мышцы коленного сустава являются основными рассеивателями энергии за счет формирования там основных рефлексов торможения. Это подтверждается тесной корреляционной связью кинетических значений формирования рефлекса реципрокного торможения растяжения голени со скоростными параметрами походки (коэффициент корреляции Пирсона  $r = -0,925$ ,  $p < 0,001$ ). При патологии и увеличении метаболических потребностей при ходьбе (контрактуры суставов, спастичность мышц) регистрируется увеличение абсолютных отрицательных значений на графиках кинетики, что соответствует увеличению метаболических потребностей при ходьбе [31].

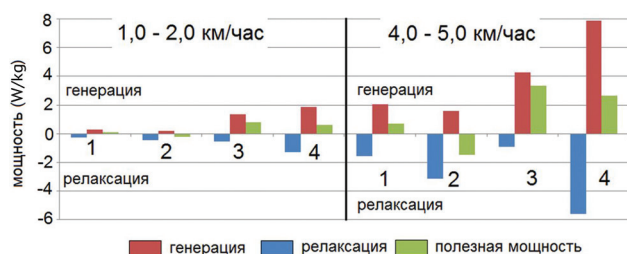


Рис. 4. Средняя пиковая мощность тазобедренного (1), коленного (2), голеностопного (3) и суммарная (4) при разной скорости ходьбы

Для увеличения скорости меняется локомоторный стереотип походки с перераспределением нагрузки на мышцы разных суставов. Доля вклада положитель-

ных значений пиковой мощности работы тазобедренного сустава в суммарную пиковую мощность в среднем составляет: при скорости 1,1–1,9 км/час – 17 %; при скорости 2,0–3,3 км/час – 23,0 %; при скорости 3,4–4,1 км/час – 23,1 %; при скорости 4,2–5,0 км/час – 27,8 %, т.е. увеличивается на 10,8 %. Доля вклада положительных значений пиковой мощности работы коленного сустава в суммарную пиковую мощность в среднем составляет: при скорости 1,1–1,9 км/час – 20,5 %; при скорости 2,0–3,3 км/час – 23,7 %; при скорости 3,4–4,1 км/час – 29,0 %; при скорости 4,2–5,0 км/час – 35,8 %, т.е. увеличивается на 15,3 %. Доля вклада положительных значений пиковой мощности работы голеностопного сустава в суммарную мощность в среднем составляет: при скорости 1,1–1,9 км/час – 55,0 %; при скорости 2,0–3,3 км/час – 52,5 %; при скорости 3,4–4,1 км/час – 47,3 %; при скорости 4,2–5,0 км/час – 38,2 %, т.е. уменьшается на 16,8 %.

Для увеличения скорости ходьбы стереотип походки меняется таким образом, что возрастает генерация мощности мышц бедра, и больше энергии поглощается тормозными рефлексами коленного сустава, что согласуется с данными литературы. Данный расчетный показатель достигал максимума при предпочтительной скорости шага [25]. Аналогичные результаты вклада генерации и релаксации в общую мощность работы суставов получены при обследовании здоровых взрослых при подъеме и спуске по пандусу, лестнице и горизонтальной ходьбе [32].

У типично развивающихся детей значения корреляционной взаимосвязи между скоростью ходьбы и общей суммарной пиковой мощностью значительно превышают значения корреляционной взаимосвязи скорости ходьбы с полезной мощностью работы суставов (рис. 3). Максимальные медианные значения полезной суммарной пиковой мощности всех суставов регистрируются в этой возрастной группе при скорости ходьбы 3,1–4,0 км/час, что свидетельствует об оптимальности локомоторного стереотипа в данном скоростном диапазоне.

В структуре локомоторных стереотипов физиологические рефлексы торможения играют важную роль и оказывают значимое влияние на их формирование. Поэтому анализ кинетических параметров необходимо осуществлять с учетом общей суммарной пиковой мощности работы суставов. При патологии в диагностических целях целесообразно дополнительно учитывать и полезную пиковую мощность.

## ВЫВОДЫ

Представлены нормативные кинетические параметры походки при различной скорости передвижения в диапазоне от 1,1 до 5,0 км/час у здоровых детей 10–13 лет.

Выявлена сильная корреляционная связь кинетических параметров мышц при формировании рефлекса реципрокного торможения растяжения голени со скоростными параметрами походки ( $r = 0,925$ ;  $n = 142$  и  $p < 0,001$ ).

Увеличение скорости передвижения (от 1,1 до 5,0 км/час) сопровождается изменениями в двигатель-

ном стереотипе с перераспределением нагрузки на мышцы разных суставов: доля вклада мощности мышц тазобедренного сустава в суммарную мощность увеличивается, в среднем, на 10,8 %; коленного сустава – на 15,3 %; а мышц голеностопного сустава уменьшается на 16,8 %.

В локомоторных стереотипах у типично развивающихся детей выявлена достоверная положительная корреляционная связь между скоростью ходьбы и общей суммарной ( $r = 0,907$ ,  $n = 104$ ) и полезной пиковой мощностью ( $r = 0,475$ ,  $n = 104$ ) суставных мышц.

У обследованных детей максимальные медианные значения полезной суммарной пиковой мощности всех суставных мышц регистрируются при скорости ходьбы

от 3,1 до 4,0 км/час, что свидетельствует об оптимальности и энергетической экономичности локомоторного стереотипа.

## СПИСОК ИСТОЧНИКОВ

1. Gender differences in gait kinematics for patients with knee osteoarthritis / A. Phinyomark, S.T. Osis, B.A. Hettinga, D. Kobsar, R. Ferber // BMC Musculoskelet. Disord. 2016. Vol. 17. P. 157. DOI: 10.1186/s12891-016-1013-z.
2. Smith Y., Louw Q., Brink Y. The three-dimensional kinematics and spatiotemporal parameters of gait in 6-10 year old typically developed children in the Cape Metropole of South Africa – a pilot study // BMC Pediatr. 2016. Vol. 16, No 1. P. 200. DOI: 10.1186/s12887-016-0736-1.
3. Особенности биомеханической структуры ходьбы у здоровых детей разного возраста / А.С. Витензон, К.А. Петрушанская, Б.Г. Спивак, И.А. Матвеева, Г.П. Гриценко, И.А. Сутченков // Российский журнал биомеханики. 2013. Т. 17, № 1. С. 78-93.
4. Скворцов Д.В. Диагностика двигательной патологии инструментальными методами: анализ походки, стабилметрия. М. : Т.М. Андреева, 2007. 640 с. URL : [https://rehabrus.ru/Docs/Diagn\\_dvig\\_patologii\\_2007.pdf](https://rehabrus.ru/Docs/Diagn_dvig_patologii_2007.pdf).
5. Perry J. Gait Analysis: normal and pathological function. Thorofare, New Jersey: SLACK Incorporated. 1992. 524 p.
6. Schwartz M.H., Rozumalski A., Trost J.P. The effect of walking speed on the gait of typically developing children // J. Biomech. 2008. Vol. 41, No 8. P. 1639-1650. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2008.03.015.
7. Murley G.S., Menz H.B., Landorf K.B. Electromyographic patterns of tibialis posterior and related muscles when walking at different speeds // Gait Posture. 2014. Vol. 39, No 4. P. 1080-1085. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2014.01.018.
8. Age-related differences in muscle co-activation during locomotion and their relationship with gait speed: a pilot study / H.J. Lee, W.H. Chang, B.O. Choi, G.H. Ryu, Y.H. Kim // BMC Geriatr. 2017. Vol. 17, No 1. P. 44. DOI: 10.1186/s12877-017-0417-4.
9. Smith A.J.J., Lemaire E.D., Nantel J. Lower limb sagittal kinematic and kinetic modeling of very slow walking for gait trajectory scaling // PLoS One. 2018. Vol. 13, No 9. P. e0203934. DOI: 10.1371/journal.pone.0203934.
10. Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed / J.L. Lelas, G.J. Merriman, P.O. Riley, D.C. Kerrigan // Gait Posture. 2003. Vol. 17, No 2. P. 106-112. DOI: 10.1016/S0966-6362(02)00060-7.
11. How normal is normal: Consequences of stride to stride variability, treadmill walking and age when using normative paediatric gait data / L.M. Oudenhoven, A.T.C. Booth, A.I. Buizer, J. Harlaar, M.M. van der Krogt // Gait Posture. 2019. Vol. 70. P. 289-297. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2019.03.011.
12. A mixed linear modelling characterization of gender and speed related changes in spatiotemporal and kinematic characteristics of gait across a wide speed range in healthy adults / B. Stansfield, K. Hawkins, S. Adams, H. Bhatt // Med. Eng. Phys. 2018. Vol. 60. P. 94-102. DOI:10.1016/j.medengphys.2018.07.015.
13. Gait Analysis of Symptomatic Flatfoot in Children: An Observational Study / H.Y. Kim, H.S. Shin, J.H. Ko, Y.H. Cha, J.H. Ahn, J.Y. Hwang // Clin. Orthop. Surg. 2017. Vol. 9, No 3. P. 363-373. DOI: 10.4055/cios.2017.9.3.363.
14. Temporal and spatial gait parameters analysis in non-pathological Mexican children / A. Moreno-Hernández, G. Rodríguez-Reyes, I. Quiñones-Urriostegui, L. Núñez-Carrera, A.I. Pérez-SanPablo // Gait Posture. 2010. Vol. 32, No 1. P. 78-81. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2010.03.010.
15. Child-adult differences in the kinetics of torque development / R. Dotan, C. Mitchell, R. Cohen, D. Gabriel, P. Klentrou, B. Falk // J. Sports Sci. 2013. Vol. 31, No 9. P. 945-953. DOI: 10.1080/02640414.2012.757343.
16. In vivo measurements of muscle specific tension in adults and children / T.D. O'Brien, N.D. Reeves, V. Baltzopoulos, D.A. Jones, C.N. Maganaris // Exp. Physiol. 2010. Vol. 95, No 1. P. 202-210. DOI: 10.1113/expphysiol.2009.048967.
17. Richards J. The Comprehensive Textbook of Clinical Biomechanics: with access to e-learning course [formerly Biomechanics in Clinic and Research]. 2nd Ed. Elsevier. 2018. 380 p.
18. Изменения походки у взрослых и подростков с ДЦП после многоуровневых вмешательств при исходном типе ходьбы, классифицируемом как stiff knee gait / О.И. Гатамов, Т.И. Долганова, Д.В. Долганов, Д.Ю. Борзунов, Г.М. Чибиров, Д.А. Попков // Гений ортопедии. 2020. Т. 26, № 2. С. 185-190. DOI:10.18019/1028-4427-2020-26-2-185-190.
19. Клинико-биомеханические результаты многоуровневых ортопедических вмешательств при crouch gait / Т.И. Долганова, О.И. Гатамов, Г.М. Чибиров, Д.В. Долганов, Д.А. Попков // Гений ортопедии. 2020. Т. 26, № 3. С. 325-333. DOI: 10.18019/1028-4427-2020-26-3-325-333.
20. Результаты клинико-инструментального анализа походки у детей со спастическими формами детского церебрального паралича / Т.И. Долганова, Г.М. Чибиров, Д.В. Долганов, Д.А. Попков // Медицинский вестник Северного Кавказа. 2020. Т. 15, № 2. С. 255-259. DOI: 10.14300/mnnc.2020.15060.
21. Efficacy of clinical gait analysis: a systematic review / T.A. Wren, G.E. Gorton 3rd, S. Ounpuu, C.A. Tucker // Gait Posture. 2011. Vol. 34, No 2. P. 149-153. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2011.03.027.
22. Методология видеоанализа в диагностике нарушений локомоторной функции у детей с церебральным параличом при использовании ограниченного числа светоотражающих камер (обзор литературы) / А.Ю. Аксенов, Г.Х. Хит, Т.А. Клишковская, Т.И. Долганова // Гений ортопедии. 2019. Т. 25, № 1. С. 102-110. DOI:10.18019/1028-4427-2019-25-1-102-110.
23. Chambers H. The Delphi consensus technique: oracle of gait analysis // Dev. Med. Child Neurol. 2016. Vol. 58, No 3. P. 228. DOI: 10.1111/dmcn.12954.
24. Программа формирования отчета биомеханики ходьбы человека [программа для ЭВМ] : свидетельство 2020665238 Рос. Федерация / Аксенов А.Ю., Клишковская Т.А. ; правообладатель Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии им. акад. Г.А. Илизарова. № 2020665238 ; заявл. 23.10. 2020 ; опубл. 24.11.2020, Бюл. 12.
25. Umberger B.R., Martin P.E. Mechanical power and efficiency of level walking with different stride rates // J. Exp. Biol. 2007. Vol. 210, Pt. 18. P. 3255-3265. DOI: 10.1242/jeb.000950.
26. Zelik K.E., Honert E.C. Ankle and foot power in gait analysis: Implications for science, technology and clinical assessment // J. Biomech. 2018. Vol. 75. P. 1-12. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2018.04.017.
27. Medial gastrocnemius structure and gait kinetics in spastic cerebral palsy and typically developing children: A cross-sectional study / T.M. Lorenzo, E. Rocon, I.M. Caballero, S.L. Lara // Medicine (Baltimore). 2018. Vol. 97, No 21. P. e10776. DOI: 10.1097/MD.00000000000010776.
28. Kerrigan D.C., Karvosky M.E., Riley P.O. Spastic paretic stiff-legged gait: joint kinetics // Am. J. Phys. Med. Rehabil. 2001. Vol. 80, No 4. P. 244-249. DOI: 10.1097/00002060-200104000-00002.
29. Altered post-stroke propulsion is related to paretic swing phase kinematics / J.C. Dean, M.G. Bowden, A.L. Kelly, S.A. Kautz // Clin. Biomech. (Bristol, Avon). 2020. Vol. 72. P. 24-30. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2019.11.024.
30. Stair negotiation made easier using novel interactive energy-recycling assistive stairs / Y.S. Song, S. Ha, H. Hsu, L.H. Ting, C.K. Liu // PLoS One. 2017. Vol. 12, No 7. P. e0179637. DOI: 10.1371/journal.pone.0179637.

31. Varying negative work assistance at the ankle with a soft exosuit during loaded walking / P. Malcolm, S. Lee, S. Crea, C. Sivi, F. Saucedo, I. Galiana, F.A. Panizzolo, K.G. Holt, C.J. Walsh // J. Neuroeng. Rehabil. 2017. Vol. 14, No 1. P. 62. DOI: 10.1186/s12984-017-0267-5.
32. DeVita P., Helseth J., Hortobagyi T. Muscles do more positive than negative work in human locomotion // J. Exp. Biol. 2007. Vol. 210, Pt. 19. P. 3361-3373. DOI: 10.1242/jeb.003970.

Статья поступила в редакцию 01.04.2021; одобрена после рецензирования 22.04.2021; принята к публикации 28.03.2022.

The article was submitted 01.04.2021; approved after reviewing 22.04.2021; accepted for publication 28.03.2022.

#### Информация об авторах:

1. Тамара Игоревна Долганова – доктор медицинских наук, rjik532007@rambler.ru;
2. Дмитрий Арнольдович Попков – доктор медицинских наук, профессор РАН, член-корр. Французской Академии медицинских наук, dpopkov@mail.ru, ORCID: 0000-0002-8996-867X;
3. Дмитрий Владимирович Долганов – кандидат биологических наук, Paradigma-DV@rambler.ru;
4. Георгий Миравович Чибиров – кандидат медицинских наук, georgii\_chibirov@mail.ru.

#### Information about the authors:

1. Tamara I. Dolganova – Doctor of Medical Sciences, rjik532007@rambler.ru;
2. Dmitry A. Popkov – Doctor of Medical Sciences, Professor of RAS, correspondent member French Academy of Medical Sciences, dpopkov@mail.ru, ORCID: 0000-0002-8996-867X;
3. Dmitrii V. Dolganov – Candidate of Biological Sciences, Paradigma-DV@rambler.ru;
4. Georgy M. Chibirov – Candidate of Medical Sciences, georgii\_chibirov@mail.ru.

*Статья выполнена в рамках темы «Использование компьютерного анализа движений в обосновании алгоритма ортопедического хирургического лечения пациентов с ДЦП» государственного задания на осуществление научных исследований и разработок ФГБУ «НМИЦ ТО» им. акад. Г.А. Илизарова» Минздрава России».*