

Гений ортопедии. 2022. Т. 28, № 5. С. 675-683.

Genij Ortopedii. 2022. Vol. 28, no. 5. P. 675-683.

Научная статья

УДК [531.1/3:616.8-009.18:616.831-009.12-053.2](086.8)

<https://doi.org/10.18019/1028-4427-2022-28-5-675-683>**Количественные параметры кинетики и кинематики ятрогенного crouch паттерна**Т.И. Долганова^{1,2✉}, Д.В. Долганов¹, Г.М. Чибиров¹, Е.С. Горбач¹, Д.А. Попков¹¹ Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии имени академика Г.А. Илизарова, Курган, Россия² Курганский государственный университет, Курган, Россия**Автор, ответственный за переписку:** Тамара Игоревна Долганова, rjk532007@rambler.ru**Аннотация**

Паттерн патологической походки crouch gait у пациентов со спастическими параличами характерен для диплегических форм и проявляется при естественном развитии обычно в возрасте после 10-12 лет. Более раннее развитие такого типа патологической походки возникает при ранних оперативных вмешательствах, ослабляющих трицепс голени, в особенности, камбаловидную мышцу. Разнородность группы паттерна crouch gait достаточно выражена. Качественная оценка различия декомпенсированного crouch паттерна, особенно ассоциированная с stiff-knee gait, по графикам кинематики и кинетики суставов бывает затруднена, а количественные критерии дифференциации в литературе не отражены. **Цель.** Провести сравнительный анализ количественных параметров компенсированного, декомпенсированного и модели stiff-knee ассоциированного crouch паттерна. **Материалы и методы.** Оценка локомоторного профиля методом 3D-анализа походки (3DGA) проведена в стационарных условиях у 27 детей (54 конечности) со спастической диплегией, которым ранее были проведены чрескожные фибромиотомии по «методу» Ульзибата либо открытое удлинение ахиллова сухожилия. Средний возраст на момент обследования составлял 13,0 (8–17) лет. Группа контроля: 19 детей без ортопедической патологии (38 конечностей) того же возраста. Выделено три группы изменений внутри паттерна crouch gait, регистрируемых на отдельных конечностях: I – модель crouch паттерна типа «компенсированный» (n = 30); II – модель crouch паттерна типа «декомпенсированный» (n = 14); III – модель crouch паттерна типа «stiff-knee» (n = 10). **Результаты.** Анализ оценки моделей паттернов crouch походки компенсированный, декомпенсированный crouch и stiff-knee выявил по количественным показателям кинематики и кинетики критерии в их дифференциации. GPS: компенсированный и декомпенсированный crouch до 25,0, Stiff-knee – более 25,0. Угол максимальной тыльной флексии стопы в опорную фазу: компенсированный и декомпенсированный crouch до 35,0°, Stiff-knee – более 35,0°. Амплитуда разгибания коленного сустава: компенсированный crouch более 11,0°, Stiff-knee – до 6,0°. Амплитуда сгибания коленного сустава: компенсированный crouch более 11,0°, Stiff-knee – до 6,0°. Сила мышц разгибателей голени при формировании опорного толчка: компенсированный и декомпенсированный crouch менее 1,0 Н*м/кг, Stiff-knee – более 1,0 Н*м/кг. Сила мышц сгибателей голени в середине опорного периода: компенсированный crouch менее 0,25 Н*м/кг, Stiff-knee – более 0,75 Н*м/кг. Мощность поглощения (negative) коленного сустава: компенсированный и декомпенсированный crouch более 0,9 W/кг, Stiff-knee – менее -0,9 W/кг. Полезная пиковая мощность работы суставов: компенсированный и декомпенсированный crouch – более 0,40 W/кг, Stiff-knee – менее 0,40 W/кг. **Выводы.** Развитие паттерна crouch gait при отсутствии третичного компенсаторного отклонения (наклон туловища) может формироваться с присутствием или без снижения мощности работы суставов. Декомпенсированный и компенсированный типы crouch паттерна имеют достоверное различие по кинематике коленного сустава и по длительности внутреннего момента разгибания, при этом мощностные параметры работы суставов не имеют достоверных различий. Stiff-knee ассоциированный crouch паттерн является наиболее тяжелой формой, когда снижены и все мощностные параметры работы суставов. Проявления степени выраженности данного патологического паттерна могут варьировать между правой и левой конечностями у индивидуума.

Ключевые слова: 3D компьютерный анализ походки, ятрогенный crouch, компенсированный crouch, декомпенсированный crouch, stiff-knee**Благодарности:** коллектив авторов благодарит учащихся школы № 47 г. Кургана и их родителей за согласие и возможность проведения данного исследования при формировании группы контроля.**Для цитирования:** Количественные параметры кинетики и кинематики ятрогенного crouch паттерна / Т.И. Долганова, Д.В. Долганов, Г.М. Чибиров, Е.С. Горбач, Д.А. Попков // Гений ортопедии. 2022. Т. 28, № 5. С. 675-683. DOI: 10.18019/1028-4427-2022-28-5-675-683. EDN YAUPKW.

Original article

Quantitative parameters of the kinetics and kinematics of the iatrogenic crouch gait patternT.I. Dolganova^{1,2✉}, D.V. Dolganov¹, G.M. Chibirov¹, E.S. Gorbach¹, D.A. Popkov¹¹ Ilizarov National Medical Research Centre for Traumatology and Orthopedics, Kurgan, Russian Federation² Kurgan State University, Kurgan, Russian Federation**Corresponding author:** Tamara I. Dolganova, rjk532007@rambler.ru**Abstract**

The pattern of pathological crouch gait in patients with spastic paralysis is characteristic of diplegic forms and in natural development manifests itself usually after the age of 10-12 years. This pathological gait may develop earlier after early surgical interventions that weaken the triceps of the lower leg, especially the soleus muscle. The heterogeneity of the crouch gait pattern is diverse. Qualitative assessment of the difference in the decompensated crouch pattern, especially associated with stiff-knee gait, according to the graphs of kinematics and kinetics of the joints can be difficult, and quantitative criteria for differentiation have not been reflected in the literature. The **purpose** of the study was to conduct a comparative analysis of the quantitative parameters of the compensated, decompensated and associated stiff-knee gait crouch pattern. **Materials and methods** The assessment of the locomotor profile by 3D gait analysis (3DGA) was carried out in stationary conditions in 27 children (54 limbs) with spastic diplegia, who had previously undergone percutaneous fibromyotomy according to the Ulzibat method, or open lengthening of the Achilles tendon. The mean age at the time of the survey was 13.0 (8–17) years. Control group: 19 children without orthopedic pathology (38 limbs) of the same age. Three groups of changes within the crouch gait pattern, recorded on separate limbs, were distinguished: I – model of the crouch pattern of the “compensated” type (n = 30); II – model of the crouch pattern of the “decompensated” type (n = 14); III – models of crouch pattern of the “stiff-knee” type (n = 10). **Results** An analysis of the evaluation of the models of compensated, decompensated, and stiff-knee patterns of crouch gait revealed criteria for their differentiation in terms of quantitative indicators of kinematics and kinetics. GPS: compensated and decompensated crouch gait up to 25.0, stiff-knee gait – more than 25.0. The angle of maximum dorsiflexion of the foot in the stance phase: compensated and decompensated crouch pattern up to 35.0°, stiff-knee crouch pattern – more than 35.0°. Knee joint extension range: compensated crouch over 11.0°, stiff-knee gait up to 6.0°. Flexion knee joint range: compensated crouch more than 11.0°, stiff-knee gait – up to 6.0°. The strength of the leg extensor muscles during the formation of the support push: compensated and decompensated crouch less than 1.0 Н*м/кг, stiff-knee – more than 1.0 Н*м/кг. The strength of the leg flexor muscles in the midstance period: compensated crouch less than 0.25 Н*м/кг, stiff-knee – more than 0.75 Н*м/кг. Absorption power (negative) of the knee joint: compensated and decompensated crouch more than 0.9 W/kg, stiff-knee less than -0.9 W/kg.

Useful peak power of the joints: compensated and decompensated crouch patterns – more than 0.40 W/kg, stiff-knee gait – less than 0.40 W/kg. **Conclusions** The development of the crouch gait pattern in the absence of a tertiary compensatory deviation (torso tilt) can be formed with or without a decrease in the power of the joints. The decompensated and compensated types of the crouch pattern have a significant difference in the kinematics of the knee joint and in the duration of the internal moment of extension, while the power parameters of the joints do not have significant differences. Stiff-knee associated crouch pattern is the most severe type in which all the power parameters of the joints are decreased. The manifestation of the severity of this pathological pattern may vary between the right and left limbs of the individual.

Keywords: 3D computerized gait analysis, iatrogenic crouch, compensated crouch, decompensated crouch, stiff-knee gait

Acknowledgments: The team of authors would like to thank the students of school No. 47 in Kurgan and their parents for their consent to be included in the control group and the opportunity to conduct this study.

For citation: Dolganova T.I., Dolganov D.V., Chibirov G.M., Gorbach E.S., Popkov D.A. Quantitative parameters of the kinetics and kinematics of the iatrogenic crouch gait pattern. *Genij Ortopedii*, 2022, vol. 28, no. 5, pp. 675-683. DOI: 10.18019/1028-4427-2022-28-5-675-683.

Комбинация количественных показателей походки и её классификации в соответствии с паттернами нескольких суставов (МЖ) имеет ключевое значение для всестороннего определения патологии походки у детей с ДЦП. Походка с паттерном типа crouch – это распространенный патологический паттерн ходьбы при церебральном параличе, который характеризуется чрезмерным сгибанием бедра, колена, нахождение стоп в положении перманентной тыльной флексии, что сопровождается повышенными энергозатратами для перемещения ребенка [1].

Наиболее частой причиной формирования crouch походки у детей со спастической диплегией является слабость подошвенного сгибания голеностопного сустава до 40–60 % относительно здоровых сверстников соответствующего возраста, что обязательно сочетается с патологией рычагов в горизонтальной плоскости (торсионные деформации и/или патологическое отклонение оси стопы кнаружи), что ведет к смещению вектора реакции опоры кзади от коленного сустава в любой момент опорной фазы шага [2–4].

Помимо естественного развития данного паттерна походки выделяют ятрогенный crouch паттерн походки, как сформированный после проведенных в раннем возрасте и необоснованных фибромиотомий и изолированных удлинений ахиллова сухожилия, при этом отмечается асимметрия выраженности данного типа нарушений движений между конечностями даже у одного человека [5–9]. Последующее неизбежное ослабление трицеп-

са голени приводит к потере функции камбаловидной мышцы и патологическому (первоначально адаптационному) сгибанию коленного сустава в опорную фазу. В группе ятрогенного нарушения походки возраст возникновения показаний к ортопедическому оперативному лечению достоверно ниже, чем в группе с естественно развившейся патологией ходьбы [10, 11].

«Золотым» стандартом оценки походки является трехмерный компьютерный анализ походки (3DGA), который предоставляет точную, достоверную и надежную информацию о модели походки ребенка, обеспечивает её объективную документацию [12–14]. Комбинация кинетических и кинематических параметров общей модели походки рекомендуется в качестве экспертного уровня для объективного документирования выявляемых изменений [15, 16].

По результатам 3D-анализа походки паттерн crouch gait может быть подразделен на компенсированные и декомпенсированные модели, основанные на кинетике коленного сустава в сагиттальной плоскости, а также stiff-knee ассоциированный паттерн crouch gait [17–20].

Качественная оценка различия декомпенсированного crouch паттерна и stiff-knee по графикам кинематики и кинетики суставов бывает затруднена, а количественные критерии в литературе не отражены.

Цель исследования: провести сравнительный анализ количественных параметров компенсированного, декомпенсированного и модели stiff-knee crouch паттерна.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Оценка локомоторного профиля методом видеоанализа походки (CGA) проведена в стационарных условиях у 27 детей (54 конечности) со спастической диплегией, которым ранее были проведены фибромиотомии по «методу» Ульзибата, открытое удлинение ахиллова сухожилия. Средний возраст на момент обследования составлял 13,0 (8–17) лет. Группой контроля явились 19 детей без ортопедической патологии (38 конечности) схожего возраста. Обследуемым проводился компьютерный анализ параметров ходьбы в лаборатории анализа движений Центра Илизарова (*Ilizarov Gait Analysis Laboratory*). Пациенты ходили с использованием дополнительных средств опоры, босиком на 7-метровой дорожке с привычной для них скоростью; дети группы контроля – босиком со скоростью, приближенной к скорости пациентов, что ими расценивалось как медленный темп ходьбы.

Выделено три группы нарушений движений нижних конечностей в рамках паттерна crouch gait:

группа I – модель crouch паттерна «компенсированный тип», включала 30 наблюдений;

группа II – модель crouch паттерна «декомпенсированный тип», включала 14 наблюдение;

группа III – модель stiff-knee ассоциированного crouch паттерна, включала 10 наблюдений.

Кинематические данные регистрировались оптическими камерами Qualisys 7+ (8 камер компании Qualisys) с технологией видеозахвата пассивных маркеров; синхронизированными с шестью динамометрическими платформами KISTLER (Швейцария). При установке маркеров использовалась модель IOR, которая оптимальна при минимальной конфигурации системы и подходит для анализа ходьбы, при которой скорость обследуемых небольшая [21]. После калибровки технические маркеры были удалены, и испытуемого просили ходить в калиброванном объеме до тех пор, пока не будет завершено не менее 10 испытаний ходьбы. Никаких инструкций относительно установки стопы дано не было. Анализировались паттерны локомоторного профиля, принятые Дельфийской конвенцией [22]. Анализ кинематики и кинетики проводился в программах QTM (*Qualisys*) и Visual3D (*C-Motion*) с автоматизированным расчетом значений [23]. Были экс-

портированы и обработаны переменные кинематики и кинетики с расчетом суммарной (по тазобедренным, коленным и голеностопным суставам) положительной (positive) и отрицательной (negative) мощности [24]; суммарной общей пиковой мощности – как сумма абсолютных величин positive и negative мощности; значения полезной пиковой мощности – как разность абсолютных величин положительных и отрицательных значений мощности на графиках кинетики. Общая механическая эффективность, определяемая как отношение положительной (полезной) пиковой мощности к общей [25].

Статистическая обработка данных производилась с помощью пакета анализа данных Microsoft EXCEL-2010, дополненного разработанными И.П. Гайдышевым (2004) [26] программами непараметрической статистики и оценками нормальности распределения выборок AtteStat. Оценка нормальности распределения осуществлялась по критериям асимметрии, эксцесса, Колмогорова-Смирнова. Учитывая, что в контрольной группе (здоровых) функция распределения была нормальная, а у пациентов все данные имели распределение, отличное от нормального, и количество наблюдений в группах пациентов было от 10 до 30, для обработки результатов использована непараметрическая статистика с приняти-

ем уровня значимости $p \leq 0,05$. Количественные характеристики выборочных совокупностей представлены в таблице в виде медианы с уровнем распределения процентилей 25 ÷ 75 % и числа наблюдений (n), равного числу конечностей. Статистическую значимость различий определяли с использованием непарного критерия Вилкоксона. Методом сигмальных отклонений сравнивались все полученные средние значения параметров пациентов с усредненными значениями здоровых детей.

На проведение исследований было получено разрешение комитета по этике при ФГБУ «НМИЦ ТО имени академика Г.А. Илизарова» (протокол № 2(57) от 17.05.2018). Исследования проводились в соответствии с этическими стандартами Хельсинской 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.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Качественная картина кинематики, кинетики и мощности работы коленного сустава разных моделей srouch паттерна походки представлена на рисунке 1.

Результаты количественных исследований представлены в таблицах 1, 2, 3.

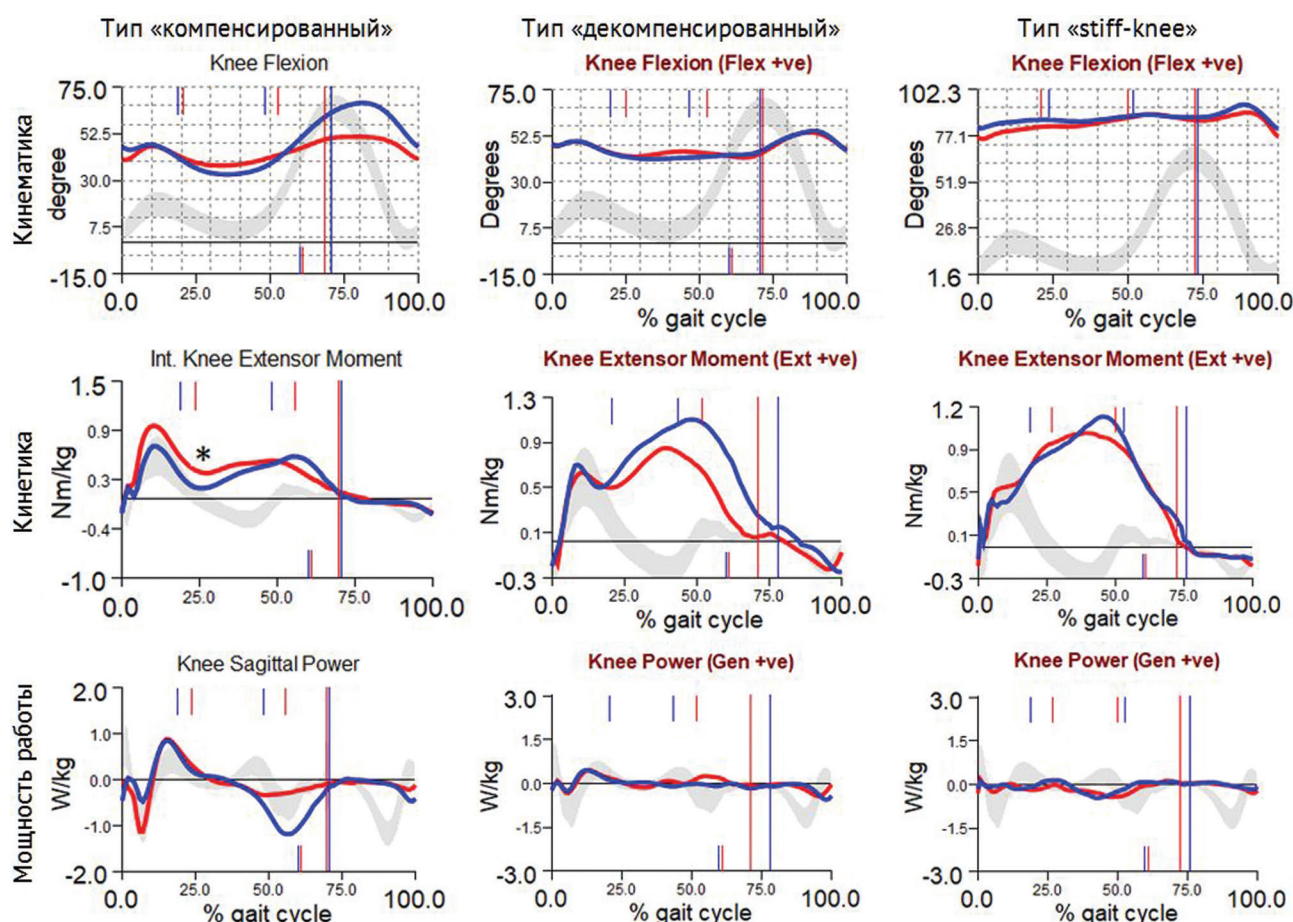


Рис. 1. Графики кинематики, кинетики, мощности работы коленного сустава при модели srouch паттерна типа «компенсированный», типа «декомпенсированный», типа «stiff-knee»

Таблица 1

Значения кинематики суставов нижних конечностей у пациентов ДЦП с типом походки «ятрогенный crouch»
(Me (25 ÷ 75 %), M ± σ, n – число наблюдений)

Показатели	Норма	Ходьба с дополнительными средствами опоры		
	(n = 38)	компенсирован (n = 30)	декомпенсирован (n = 14)	Stiff-knee (n = 10)
Возраст, лет	13,0 (10,0 ÷ 16,0)	14,0 (12,0 ÷ 15,0)	13,5 (10,2 ÷ 14,0)	14,0 (11,0 ÷ 16,0)
Рост, м	1,58 (1,42 ÷ 1,60)	1,49 (1,43 ÷ 1,53)	1,50 (1,44 ÷ 1,55)	1,45 (1,40 ÷ 1,55)
Вес, кг	47,2 (34,2 ÷ 50,5)	39,0 (33,1 ÷ 45,3)	44,2 (37,6 ÷ 46,0)	47,2 (37,3 ÷ 53,4)
Индекс массы тела	18,8 (15,9 ÷ 20,1)	17,3 (16,8 ÷ 20,0)	20,2 (16,5 ÷ 21,1)	19,6 (17,7 ÷ 22,5)
% относительно поло/возрастной нормы		87,5 (83,4 ÷ 101,5)	101,9 (84,4 ÷ 103,9)	101,3 (86,9 ÷ 107,3)
Скорость ходьбы, м/сек	0,64 (0,55 ÷ 0,68)	0,60 (0,56 ÷ 0,70) P* = 0,00002	0,61 (0,57 ÷ 0,61)	0,65 (0,42 ÷ 0,69)
M ± σ	0,62 ± 0,11	0,62 ± 0,12 (0 %)	0,58 ± 0,09 (36 %)	0,56 ± 0,14(54,5 %
GPS	8,8 (7,5 ÷ 9,3)	16,0 (15,2 ÷ 18,2) P▼ = 0,000000004	18,9 (17,4 ÷ 19,7) P▼ = 0,000000017	26,3 (25,2 ÷ 28,9) P▼ = 0,0000013 P** = 0,0003
M ± σ	8,33 ± 1,38	16,7 ± 2,31(606 %)	18,9 ± 1,66(766 %)	26,1 ± 2,94(1288 %)
Угол максимальной тыльной флексии стопы в опорную фазу, °	14,6 (11,5 ÷ 18,5)	20,5 (17,7 ÷ 27,7) P▼ = 0,0001	23,6 (17,7 ÷ 31,4) P▼ = 0,0225	38,7 (35,0 ÷ 45,9) P▼ = 0,0000013 P** = 0,0017
M ± σ	15,3 ± 4,23	21,8 ± 5,6 (153 %)	24,0 ± 7,87(205 %)	39,4 ± 1,89(569 %)
Позиция стопы в момент отрыва, °	10,1 (6,9 ÷ 12,0)	18,3 (13,6 ÷ 24,1) P▼ = 0,0000006	13,1 (9,1 ÷ 24,5)	29,6 (24,8 ÷ 35,2) P▼ = 0,0000017 P** = 0,013
M ± σ	9,87 ± 3,44	18,6 ± 6,3 (253 %)	17,1 ± 8,72(210 %)	29,3 ± 6,69(565 %)
Угол ориентации стопы относительно вектора направления ходьбы (max значения), °	2,6 (-0,9 ÷ 8,7)	5,4 (-7,0 ÷ 17,7)	7,0 (-10,6 ÷ 19,0)	-11,3 (-20,8 ÷ -2,1) P▼ = 0,00048 P** = 0,040
M ± σ	3,28 ± 6,89	4,5 ± 14,2 (17,7 %)	4,83 ± 15,3(22,5 %)	-11,4 ± 9,3(118 %)
Угол сгибания колена в начале опорного периода, °	9,5 (6,0 ÷ 11,0)	42,0 (35,3 ÷ 51,5) P▼ = 0,00000000001	48,8 (44,5 ÷ 52,4) P▼ = 0,000000017	68,0 (58,6 ÷ 72,7) P▼ = 0,0000013 P** = 0,012
M ± σ	8,93 ± 5,21	43,2 ± 9,68(657 %)	49,1 ± 6,73(771 %)	65,0 ± 9,88(1076 %)
Угол пикового разгибания коленного сустава в опорную фазу, °	9,6 (5,5 ÷ 13,5)	26,3 (18,9 ÷ 44,2) P▼ = 0,00000002	40,8 (37,1 ÷ 43,7) P▼ = 0,00000002 P* = 0,0086	70,0 (44,4 ÷ 77,6) P▼ = 0,0000013 P** = 0,00057
M ± σ	9,51 ± 7,0	29,6 ± 13,1(287 %)	42,7 ± 6,15(474 %)	67,9 ± 10,25(834 %)
Амплитуда разгибания коленного сустава, °	2,6 (1,9 ÷ 5,0)	15,8 (11,5 ÷ 20,3) P▼ = 0,000000001	9,0 (6,7 ÷ 10,4) P▼ = 0,00019 P* = 0,0023	2,9 (1,8 ÷ 5,8) P*** = 0,0032
M ± σ	4,0 ± 3,37	15,7 ± 4,97(347 %)	9,23 ± 3,01(155 %)	3,84 ± 2,12(-4,7 %)
Угол максимального сгибания в неопорную фазу, °	57,9 (55,5 ÷ 63,0)	64,2 (58,9 ÷ 68,1) P▼ = 0,016	70,1 (57,7 ÷ 71,1) P▼ = 0,00097	84,6 (76,9 ÷ 93,9) P▼ = 0,0000017 P** = 0,0057
M ± σ	58,5 ± 5,43	62,7 ± 7,86(77,3 %)	67,1 ± 7,77 (158 %)	84,23 ± 8,73(473 %)
Амплитуда сгибания коленного сустава, °	48,5 (42,0 ÷ 53,0)	33,4 (24,6 ÷ 41,9) P▼ = 0,000009	23,4 (17,9 ÷ 29,3) P▼ = 0,00000003 P* = 0,0023	11,6 (11,3 ÷ 20,1) P▼ = 0,0000015 P** = 0,014
M ± σ	48,8 ± 7,70	33,2 ± 9,24(-203 %)	24,4 ± 6,16(-316 %)	16,3 ± 4,99(-422 %)
Момент максимального сгибания коленного сустава в неопорную фазу (% цикла шага)	72,0 (71,0 ÷ 73,0)	84,0 (83,0 ÷ 86,0) P▼ = 0,000000000002	84,0 (82,0 ÷ 85,0) P▼ = 0,00000002	84,0 (82,2 ÷ 86,5) P▼ = 0,0000013
M ± σ	72,0 ± 1,57	84,2 ± 2,26(777 %)	82,9 ± 2,86(694 %)	84,5 ± 2,3(796 %)
Угол сгибания бедра в начале опорного периода, °	26,5 (18,0 ÷ 29,5)	40,3 (30,5 ÷ 44,0) P▼ = 0,0000005	42,7 (34,1 ÷ 48,7) P▼ = 0,000061	50,4 (43,9 ÷ 58,2) P▼ = 0,0000017
M ± σ	25,3 ± 6,99	37,4 ± 7,49 (173 %)	41,7 ± 8,90(234 %)	50,4 ± 7,25(359 %)
Максимальный угол разгибания бедра в опорную фазу, °	-2,7 (-10,0 ÷ 0,1)	3,4 (-4,6 ÷ 10,6) P▼ = 0,003	12,7 (4,9 ÷ 18,6) P▼ = 0,00004	24,4 (12,7 ÷ 30,1) P▼ = 0,0000013
M ± σ	-4,7 ± 6,53	1,65 ± 8,37 (97,2 %)	10,2 ± 8,48(228 %)	31,7 ± 9,14(557 %)

Примечание: показана достоверность различий непарного критерия Вилкоксона: P▼ – относительно значений нормы, P* – модели crouch паттерна типа декомпенсированный и компенсированный, P** – модели crouch паттерна типа декомпенсированный и stiff knee.

Таблица 2

Значения кинетики (N*m/kg) суставов нижних конечностей у пациентов ДЦП с типом походки «ятрогенный crouch» (Me (25 ÷ 75 %), M ± σ, n – число наблюдений)

Показатели	Норма	Ходьба с дополнительными средствами опоры		
	(n = 38)	компенсирован (n = 30)	декомпенсирован (n = 14)	Stiff-knee (n = 10)
Разгибание бедра	0,38 (0,27 ÷ 0,51)	0,96 (0,71 ÷ 1,47) P [▼] = 0,0000005	0,93 (0,60 ÷ 0,98) P [▼] = 0,0017	1,0 (0,70 ÷ 1,35) P [▼] = 0,0046
M ± σ	0,38 ± 0,16	1,07 ± 0,51 (431 %)	0,75 ± 0,31 (231 %)	0,92 ± 0,41 (338 %)
Сгибание бедра	-0,38 (-0,46 ÷ -0,29)	-0,74 (-0,89 ÷ -0,47) P [▼] = 0,000002	-0,49 (-0,59 ÷ -0,37) P [*] = 0,0071	-0,51 (-0,64 ÷ -0,36) P [▼] = 0,039
M ± σ	-0,39 ± 0,13	-0,72 ± 0,25 (253 %)	-0,47 ± 0,16 (62 %)	-0,49 ± 0,18 (77 %)
Разгибание голени	0,50 (0,36 ÷ 0,64)	0,77 (0,57 ÷ 1,11) P [▼] = 0,0000000003	0,69 (0,35 ÷ 0,77) P [▼] = 0,000088	0,90 (0,73 ÷ 1,06) P [▼] = 0,0000058
M ± σ	0,28 ± 0,16	0,88 ± 0,34 (375 %)	0,66 ± 0,27 (238 %)	1,07 ± 0,47 (494 %)
Сгибание голени	-0,12 (-0,28 ÷ 0,05)	0,03 (-0,12 ÷ 0,26) P [▼] = 0,007	0,76 (0,38 ÷ 0,88) P [▼] = 0,00000003 P [*] = 0,000024	0,95 (0,78 ÷ 1,35) P [▼] = 0,0000013
M ± σ	-0,12 ± 0,21	0,08 ± 0,25 (95,2 %)	0,69 ± 0,27 (381 %)	1,16 ± 0,43 (610 %)
Разгибание голени в опорный толчок	0,12 (0,06 ÷ 0,18)	0,71 (0,39 ÷ 1,08) P [▼] = 0,00000000007	0,82 (0,63 ÷ 1,1) P [▼] = 0,000000017	1,22 (1,05 ÷ 1,86) P [▼] = 0,0000013 P ^{**} = 0,014
M ± σ	0,14 ± 0,09	0,77 ± 0,35 (700 %)	0,88 ± 0,26 (822 %)	1,49 ± 0,53 (1500 %)
Подоплащенное сгибание take-off force	1,25 (1,15 ÷ 1,41)	0,73 (0,59 ÷ 0,99) P [▼] = 0,0000000009	0,84 (0,63 ÷ 0,99) P [▼] = 0,0000007	0,83 (0,56 ÷ 1,22) P [▼] = 0,0027
M ± σ	1,27 ± 0,19	0,77 ± 0,21 (-263 %)	0,81 ± 0,19 (-242 %)	0,85 ± 0,33 (-221 %)

Примечание: показана достоверность различий непарного критерия Вилкоксона: P[▼] – относительно значений нормы, P^{*} – модели crouch паттерна типа декомпенсированный и компенсированный, P^{**} – модели crouch паттерна типа декомпенсированный и stiff knee.

Таблица 3

Показатели пиковой мощности (W/kg) работы суставов нижних конечностей у детей у пациентов ДЦП с типом походки «ятрогенный crouch» (Me (25 ÷ 75 %), M ± σ, n – число наблюдений)

Показатели	Норма	Ходьба с дополнительными средствами опоры		
	(n = 38)	компенсирован (n = 30)	декомпенсирован (n = 14)	Stiff-knee (n = 10)
Коленный, генерация	0,21 (0,17 ÷ 0,26)	1,07 (0,61 ÷ 1,66) P [▼] = 0,0000000001	0,49 (0,33 ÷ 0,66) P [▼] = 0,00007	0,55 (0,29 ÷ 0,82) P [▼] = 0,00034
M ± σ	0,24 ± 0,11	1,15 ± 0,54 (827 %)	0,52 ± 0,19 (254 %)	0,58 ± 0,29 (309 %)
Коленный, релаксация	-0,46 (-0,58 ÷ -0,33)	-0,97 (-1,3 ÷ -0,81) P [▼] = 0,000000005	-0,76 (-0,89 ÷ -0,61) P [▼] = 0,0000083	-1,21 (-1,35 ÷ -0,99) P [▼] = 0,000019 P ^{**} = 0,018
M ± σ	-0,47 ± 0,18	-1,11 ± 0,40 (355 %)	-0,77 ± 0,16 (166,6 %)	-1,30 ± 0,45 (461 %)
Коленный (Knee Power), суммарная (общая)	0,69 (0,57 ÷ 0,79)	2,0 (1,54 ÷ 3,12) P [▼] = 0,0000000003	1,02 (1,07 ÷ 1,57) P [▼] = 0,00000013	1,75 (1,43 ÷ 2,29) P [▼] = 0,000016
M ± σ	0,71 ± 0,23	2,26 ± 0,87 (501 %)	1,30 ± 0,28 (256 %)	1,88 ± 0,66 (508 %)
Голенистоопный, Опорный толчок push-off	1,87 (1,42 ÷ 2,23)	1,23 (0,84 ÷ 1,4) P [▼] = 0,000001	1,32 (1,18 ÷ 1,58) P [▼] = 0,00045	1,22 (1,67 ÷ 2,27)
M ± σ	1,91 ± 0,63	1,16 ± 0,34 (-119 %)	1,28 ± 0,29 (100 %)	1,45 ± 0,78 (-73 %)
Суммарная (общая) пиковая мощность работы всех суставов конечности	3,36 (2,62 ÷ 3,68)	5,54 (4,39 ÷ 6,87) P [▼] = 0,000000003	3,97 (3,76 ÷ 4,29) P [▼] = 0,0081	4,68 (4,0 ÷ 5,43) P [▼] = 0,0054
M ± σ	3,28 ± 0,87	5,56 ± 1,20 (262 %)	3,89 ± 0,45 (70,1 %)	4,63 ± 1,19 (155 %)
Полезная пиковая мощность работы всех суставов конечности	0,60 (0,46 ÷ 0,88)	0,67 (0,14 ÷ 1,38)	0,62 (0,38 ÷ 0,85)	0,12 (-0,11 ÷ 0,39) P [▼] = 0,0043 P ^{**} = 0,05
M ± σ	0,68 ± 0,35	0,78 ± 0,65 (28,5 %)	0,63 ± 0,34 (-14,3 %)	0,14 ± 0,43 (-154 %)
Механическая эффективность, %	60,1 (57,9 ÷ 63,3)	57,1 (51,4 ÷ 62,4)	57,3 (54,8 ÷ 59,8)	51,6 (47,0 ÷ 54,4) P [▼] = 0,0000097
M ± σ	60,4 ± 4,04	57,1 ± 5,71 (-81,6 %)	57,7 ± 4,22 (-66,8 %)	51,5 ± 1,35 (-220 %)

Примечание: показана достоверность различий непарного критерия Вилкоксона: P[▼] – относительно значений нормы, P^{*} – модели crouch паттерна типа декомпенсированный и stiff knee.

Относительно значений нормы у пациентов при компенсированном, декомпенсированном и «stiff-knee» crouch паттерне индекс оценки суммарного профиля походки (Gait Profile Score – GPS) от значений нормы отклонялся на 138, и при «stiff-knee» он был достоверно (p = 0,0003) выше, чем при декомпенсированном crouch паттерне, что отражает его клиническую значимость в оценке тяжести патологии. К показателям, которые не имели статистических различий в группах,

относятся тыльная сгибательная позиция стопы в начале опорного периода, но от значений нормы в группе «stiff-knee» этот показатель отклонялся более 5,08; амплитуда движения голеностопного сустава, которая от значений нормы отклонялась в пределах 1,08. Длительность опорной фазы цикла шага; момент максимального сгибания коленного сустава в неопорную фазу цикла шага; угол сгибания бедра в начале опорного периода; максимальный угол разгибания бедра и ротационная

установка бедра в опорную фазу цикла шага от значений нормы эти показатели отличались в пределах 3,08-7,08, но везде при «stiff-knee» отличие было более выраженное (табл. 1).

Показатели, которые имели статистические различия в группах. Угол максимальной тыльной флексии стопы при «stiff-knee» паттерне от значений нормы отклонился на 5,78 до значений 38,7° (35,0 ÷ 45,9°) с достоверным ($p = 0,0017$) отличием от компенсированного и декомпенсированного crouch паттернов, которые от значений нормы отклонялись лишь на 1,58 и 28 соответственно. Тыльная сгибательная позиция стопы в неопорный период цикла шага также максимально выражена при stiff-knee паттерне с достоверным ($p = 0,013$) отличием от декомпенсированного crouch паттерна. При этих паттернах регистрируем разнонаправленную ротацию стопы относительно вектора движения с достоверным ($p = 0,040$) отличием: при «stiff-knee» выраженная наружная ротация стопы, при компенсированном и декомпенсированном crouch паттернах – приближенная к норме с отклонением в пределах 1,08. Угол сгибания и разгибания коленного сустава в начале опорного периода достоверно ($p = 0,012$, $p = 0,00057$ соответственно) увеличивается с утяжелением патологии и при «stiff-knee» в среднем составляет: сгибание 68,0° (58,6 ÷ 72,7°), разгибание – 70,0° (44,4 ÷ 77,6°).

При компенсированном crouch паттерне угол пикового разгибания коленного сустава меньше угла сгиба-

ния коленного сустава в начале опорного периода на 40 %, при декомпенсированном – на 17 % ($p = 0,033$), при «stiff-knee» паттерне отсутствует достоверность различий параметров, и амплитуда разгибания в коленном суставе, в среднем, составляет 2,9°, достоверно ($p = 0,0032$) меньше, чем при декомпенсированном crouch паттерне.

Из параметров кинетики отмечается достоверное различие в группах: по показателю силы, направленной на разгибание голени в момент опорного толчка. При «stiff-knee» она на 40-50 % выше ($p = 0,014$), чем при декомпенсированном crouch, и на 70 % выше, чем при компенсированном crouch. Суммарная (общая) пиковая мощность работы всех суставов конечности не имеет достоверных различий между группами и относительно нормы. Но при «stiff-knee» максимальные абсолютные отрицательные значения мощности коленного сустава, и минимальна полезная пиковая мощность работы суставов снижена ($p = 0,0043$) на 80 % относительно декомпенсированного и компенсированного crouch паттерна, механическая эффективность работы относительно нормы достоверно снижена на 15 % ($p = 0,0000097$) (табл. 2 и 3).

Анализ оценки паттернов походки (компенсированный, декомпенсированный crouch и stiff-knee ассоциированный паттерн crouch gait) выявил количественные критерии кинематики и кинетики в дифференциации этих паттернов по показателям, представленным в таблице 4.

Таблица 4

Различия между тремя типами ятрогенного crouch gait

	Компенсированный crouch	Декомпенсированный crouch	Stiff-knee
GPS	до 25,0	до 25,0	более 25,0
Угол максимальной тыльной флексии стопы в опорную фазу	до 35,0°	до 35,0°	более 35,0°
Амплитуда разгибания коленного сустава	более 11,0°	6,0°-10,0°	до 6,0°
Амплитуда сгибания коленного сустава	более 25,0°	более 20,0°	до 20,0°
Сила мышц разгибателей голени при формировании опорного толчка	менее 1,0 Н*м/кг	менее 1,0 Н*м/кг	более 1,0 Н*м/кг
Сила мышц сгибателей голени в середине опорного периода	менее 0,25 Н*м/кг	0,26 – 0,75 Н*м/кг	более 0,75 Н*м/кг
Мощность поглощения (negative) коленного сустава	более -0,9 W/кг	более -0,9 W/кг	менее -0,9 W/кг
Полезная пиковая мощность работы суставов	более 0,40 W/кг	более 0,40 W/кг	менее 0,40 W/кг

ДИСКУССИЯ

В настоящее время выявлено, что внутри паттерна crouch gait определяется три типа движений [8, 19, 20].

В компенсированной модели колено эффективно не нагружено, разгружается в середине опорного периода (то есть определяется уменьшение силы разгибателей колена), несмотря на повышенное сгибание колена на протяжении периода опоры. Это обычно достигается за счет третичных отклонений в области бедра (увеличенного сгибания), таза (увеличенного наклона кпереди) и туловища (увеличенного наклона кпереди) [17, 19]. Эти третичные компенсаторные отклонения возможны при сильных разгибателях бедра (регистрируется увеличенный и продолжительный момент разгибателя бедра). Компенсированная Crouch-походка хорошо переносится, когда ребенок с ДЦП моложе, меньше, легче и сильнее. Быстрое увеличение веса и роста может вызвать контрактуры сгибания колена, контрактуры подколенного сухожилия и слабость икроножной мышцы.

При декомпенсированной форме отсутствуют третичные компенсаторные отклонения таза и туловища, колено не разгружается в середине опорного периода (сохраняется увеличенный момент разгибания коленного сустава в течение всей опорной фазы), формируется прогрессирующая перегрузка механизма разгибания колена [19]. M. rectus уже не способствует сгибанию бедра в замкнутой цепи. Сухожилие надколенника постепенно удлиняется, а разгибательный механизм ослабевает.

Выделяют также stiff-knee ассоциированный crouch паттерн. Одни авторы отмечают модель "Stiff-knee gait" как проявление декомпенсированного паттерна crouch-походки [18, 20], другие выделяют его как самостоятельную модель crouch-походки в виде "Stiff-knee gait", при котором резко ограничено сгибание колена в неопорную фазу цикла шага, при отсроченном временем пикового сгибания колена [8, 27, 28].

Наиболее часто упоминаемая причина формирования этой модели паттерна crouch – это чрезмерная активность *m. quadriceps femoris* на протяжении всего цикла шага [29]. Другой потенциальной причиной является уменьшение или неэффективное отталкивание из-за слабости икроножной мышцы [30]. Походка типа Stiff-knee также может быть результатом уже неконтролируемой динамики системы, а не только отклонения в мышечном функционировании или неврологическом контроле [20].

По данным кинематики выделяют формирование модели «stiff-knee» crouch-паттерна походки как за счёт коленного сустава, где первична спастичность *m. rectus* [31], нормальный тазобедренный профиль (пиковая мощность бедра (РНР) $\geq 0,60$ W/kg и время регистрации во время цикла шага (tРНР) ≤ 68 % цикла шага) [32], так и тазобедренного бедренного сустава, где основная причина нарушения избирательного моторного контроля (SMC) – слабость мышц сгибателей бедра, и регистрируется уменьшение сгибательного момента и мощности тазобедренного сустава [1, 33].

В нашем исследовании в сравнении с опубликованными данными удалось установить четкие количественные критерии для разграничения трех видов атрогенного паттерна crouch gait.

Основной критерий различия этих моделей crouch паттерна – это согласованность работы мышц – антагонистов разгибателей/сгибателей голени. В компенсированном случае вектор реакции силы опоры (GRF) смещён ближе к центру коленного сустава, что разгружает колено в середине опорного периода. Компьютерный анализ походки выявляет уменьшение внутреннего разгибательного момента колена и регистрацию силовых параметров сгибателей голени в отрицательных значениях ($0,12$ Н*м/kg $\div$ $0,26$ Н*м/kg). При декомпенсированном случае и «stiff knee» наклон туловища кзади поддерживает силу опорной реакции за центром коленного сустава, что перегружает колено в середине опорного периода. В данном случае регистрируются увеличение разгибательного момента и значения силовых параметров сгибателей голени в положительных значениях ($0,38$ Н*м/kg $\div$ $0,88$ Н*м/kg и $0,78$ Н*м/kg $\div$ $1,35$ Н*м/kg соответственно).

В норме при ходьбе индекс мышц-антагонистов разгибателей/сгибателей голени составляет 4,1–12,0 относительных единиц, при компенсированном типе этот показатель не снижен, но при декомпенсированном и «stiff-knee» типе – менее 1,0. По данным подографии при индексе мышц-антагонистов голени более 1,0 асимметрия временных и силовых параметров цикла шага не выражена, при индексе мышц-антагонистов голени менее 1,0 – выраженные качественные изменения подограмм, которые соответствуют значительному снижению функциональной активности всех мышц, участвующих в локомоторном акте [34]. Количественные критерии кинематики и кинетики показали, что «stiff-knee» crouch паттерн является более тяжёлой патологией, чем декомпенсированный crouch: более выражена сгибательная позиция бедра, голени и стопы; достоверно меньше амплитуда разгибания в коленном суставе и больше показатель силы, направленной на разгибание голени в момент опорного толчка, что является количественным критерием в дифференциации этих паттернов. В норме при ходьбе наблюдается компромисс

между бедром и голенью. У этих пациентов абсолютные значения опорного толчка достоверно ниже значений контрольной нормы, в среднем, на 30 %, и толчок при ходьбе создается преимущественно бедром. Отношение значений генерации мощности голеностопного сустава и генерации мощности бедра [35] во всех группах было снижено относительно контроля, в среднем, на 80 %. Основная функция колена в неопорной фазе цикла шага – формирование сгибания-разгибания для отрыва стопы, постановки стопы и принятия нагрузки на следующем этапе [36]. Во время походки без нарушений основной вклад в кинетику коленного сустава вносит *m. quadriceps femoris* в начале опорного периода и икроножные мышцы к концу опорного периода. При угле сгибания колена менее 25° в начале опорного периода сила четырехглавой мышцы бедра не превышает 1,08 стандартного отклонения от среднего значения при нормальной ходьбе [37].

При паттерне crouch *m. quadriceps femoris* вносит основной вклад в кинетику коленного сустава на протяжении всего опорного периода, и выявлена положительная сильная корреляционная связь во время опорного периода между средним углом сгибания колена и средней силой разгибателей голени ($r^2 = 0,97$). С увеличением сгибательной установки коленного сустава увеличение силы разгибателей голени в опорный период при crouch паттерне в первую очередь связано с увеличением силы четырехглавой мышцы бедра, необходимой для поддержки тела ($r^2 = 0,99$) [38], и при stiff-knee паттерне сила разгибателей голени на 30 % больше, чем при декомпенсированной crouch-походке.

У всех пациентов кривая момента бедра имела относительно больший момент разгибателя из-за сгибательной позиции бедра. На графике кинетики коленного сустава регистрируются также сильные разгибающие моменты на протяжении всего опорного периода цикла шага. Увеличение при компенсированной и декомпенсированной форме не имеет достоверных различий, а при «stiff-knee» достоверно выше на 40–50 % ($p = 0,014$), чем при декомпенсированном crouch. Когда колено удерживается чрезмерно согнутым в опорном периоде, вектор реакции силы опоры (GRF) проходит позади колена, и создается длительный внутренний момент разгибания.

Диапазон мощности коленного сустава при нормальной ходьбе у взрослых в норме составляет от 1,035 до 3,214 W/kg [39]. В нашей контрольной группе детей, при темпе ходьбы $0,62 \pm 0,11$ м/сек диапазон мощности коленного сустава $0,69$ ($0,57 \div 0,79$) W/kg, и во всем цикле походки поглощающая (negative power) способность колена намного больше, чем генерирующая (positive power) [40], аналогично с данными литературы [41]. У всех пациентов диапазон мощности коленного сустава увеличен за счёт отрицательных значений (negative power). Отрицательные значения участков траектории мощности работы суставов отражают физиологические рефлекс торможения и патологические состояния тканей (контрактуры суставов, спастичность мышц и др.), поскольку четырехглавые мышцы бедра сокращаются эксцентрически при сгибании колена, и передача энергии вокруг колена неэффективна [42]. При патологии и увеличении метаболических потребностей при ходьбе регистрируется увеличение абсолютных отрицательных значений на

графиках кинетики, что соответствует увеличению метаболических потребностей при ходьбе [43], и при stiff-knee абсолютные отрицательные значения коленного сустава больше, полезная пиковая мощность работы всех суставов и механическая эффективность работы, соответственно, снижены. По данным литературы, общая пиковая мощность мышц увеличивается с увеличением степени слабости (negative power) мышц [44], в нашем исследовании при stiff-knee паттерне она, в среднем, на 45 % больше, чем при декомпенсированном crouch.

Данные характеристики следует использовать при планировании хирургического вмешательства, а также определения объема операции в отношении выбора между надмышцелковой разгибательной остеотомией и/или низведением надколенника. Мы полагаем, что

последняя процедура достаточна при компенсированной форме и должна сочетаться с разгибательной остеотомией при декомпенсированной форме. В случае присутствия stiff knee ассоциированного паттерна реконструкцию разгибательного аппарата не следует сочетать с дистальным трансфером сухожилия прямой мышцы бедра, однако в этой ситуации требуются повторные проведения анализа походки в отдаленном периоде, чтобы в случае персистирования stiff knee gait на фоне полного разгибания коленного сустава в опорную фазу обосновать вышеуказанный перенос дистального сухожилия m. rectus femoris на сгибатели коленного сустава. Наконец, мы рекомендуем использовать компьютерный анализ походки как обоснование для своевременного вмешательства при развитии crouch gait – ДО проявления декомпенсированных форм.

ВЫВОДЫ

Развитие паттерна crouch gait при отсутствии третиного компенсаторного отклонения (наклон туловища) может формироваться как в сочетании, так и без снижения мощности работы суставов. Декомпенсированный и компенсированный типы crouch имеют достоверное различие по кинематике коленного сустава и по длительности внутреннего момента разгибания,

при этом мощностные параметры работы суставов не имеют достоверных различий. Сочетание со Stiff-knee является наиболее тяжелой формой Crouch паттерна, когда снижены и все мощностные параметры работы суставов. Проявление степени выраженности данного патологического паттерна может варьировать между правой и левой конечностями у индивидуума.

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ

1. Are spasticity, weakness, selectivity, and passive range of motion related to gait deviations in children with spastic cerebral palsy? A statistical parametric mapping study / E. Papageorgiou, C. Simon-Martinez, G. Molenaers, E. Ortbis, A. van Campenhout, K. Desloovere // PLoS One. 2019. Vol. 14, No 10. P. e0223363. DOI: 10.1371/journal.pone.0223363.
2. Predicting gait adaptations due to ankle plantarflexor muscle weakness and contracture using physics-based musculoskeletal simulations / C.F. Ong, T. Geijtenbeek, J.L. Hicks, S.L. Delp // PLoS Comput. Biol. 2019. Vol. 15, No 10. P. e1006993. DOI: 10.1371/journal.pcbi.1006993.
3. Sagittal gait patterns in spastic diplegia / J.M. Rodda, H.K. Graham, L. Carson, M.P. Galea, R. Wolfe // J. Bone Joint Surg. Br. 2004. Vol. 86, No 2. P. 251-258. DOI: 10.1302/0301-620x.86b2.13878.
4. Natural history of flexed knee gait in diplegic cerebral palsy evaluated by gait analysis in children who have not had surgery / G.E. Rose, K.A. Lightbody, R.G. Ferguson, J.C. Walsh, J.E. Robb // Gait Posture. 2010. Vol. 31, No 3. P. 351-354. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2009.12.006.
5. Indications for gastrocnemius lengthening in ambulatory children with cerebral palsy: a Delphi consensus study / E. Rutz, J. McCarthy, B.J. Shore, M.W. Shrader, M. Veerkamp, H. Chambers, J.R. Davids, R.M. Kay, U. Narayanan, T.F. Novacheck, K. Pierz, J. Rhodes, J. Shilt, T. Theologis, A. van Campenhout, T. Dreher, K. Graham // J. Child. Orthop. 2020. Vol. 14, No 5. P. 405-414. DOI: 10.1302/1863-2548.14.200145.
6. Botulinum Toxin in the Management of Children with Cerebral Palsy / I. Multani, J. Manji, T. Hastings-Ison, A. Khot, K. Graham // Paediatr. Drugs. 2019. Vol. 21, No 4. P. 261-281. DOI: 10.1007/s40272-019-00344-8.
7. Effective mechanical advantage about the ankle joint and the effect of Achilles tendon curvature during toe-walking / C. Harkness-Armstrong, H.A. DeBelle, C.N. Maganaris, R. Walton, D.M. Wright, A. Bass, V. Baltzopoulos, T.D. O'Brien // Front. Physiol. 2020. Vol. 11. P. 407. DOI: 10.3389/fphys.2020.00407.
8. Prevalence of specific gait abnormalities in children with cerebral palsy revisited: influence of age, prior surgery, and Gross Motor Function Classification System level / S.A. Rethlefsen, G. Blumstein, R.M. Kay, F. Dorey, T.A. Wren // Dev. Med. Child. Neurol. 2017. Vol. 59, No 1. P. 79-88. DOI: 10.1111/dmcn.13205.
9. Use of 3D gait analysis as predictor of Achilles tendon lengthening surgery outcomes in children with cerebral palsy / G. Pilloni, M. Pau, F. Costici, C. Condoluci, M. Galli // Eur. J. Phys. Rehabil. Med. 2019. Vol. 55, No 2. P. 250-257. DOI: 10.23736/S1973-9087.18.05326-1.
10. Клинико-биомеханические результаты многоуровневых ортопедических вмешательств при crouch gait / Т.И. Долганова, О.И. Гагатов, 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.
11. Popkov D.A. Understanding in Children with Cerebral Palsy: Orthopedic Problems. Ed. by Popkov D.A. NOVA Science Publishers. 2020. 351 p.
12. Многоуровневые одномоментные ортопедические вмешательства у детей с ДЦП. Роль 3D-анализа походки в диагностике ортопедических нарушений и планировании оперативного вмешательства / Д.А. Попков, Г.М. Чибиров, Т.И. Долганова, Д.В. Долганов // Детская и подростковая реабилитация. 2019. № 4 (40). С. 52-53.
13. Richards J.D. The Comprehensive Textbook of Clinical Biomechanics: with access to e-learning course [formerly Biomechanics in Clinic and Research]. 2nd Edition. Elsevier Churchill Livingstone. 2018. 382 p.
14. Instrumented assessment of motor function in dyskinetic cerebral palsy: a systematic review / H. Haberknecht, M. Goudriaan, L.A. Bonouvrié, E.P. Jansma, J. Harlaar, R.J. Vermeulen, M.M. van der Krogt, A.I. Buijzer // J. Neuroeng. Rehabil. 2020. Vol. 17, No 1. P. 39. DOI: 10.1186/s12984-020-00658-6.
15. Rectus femoris transfer versus rectus intramuscular lengthening for the treatment of stiff knee gait in children with cerebral palsy / M.D. Ellington, A.C. Scott, J. Linton, E. Sullivan, D. Barnes // J. Pediatr. Orthop. 2018. Vol. 38, No 4. P. e213-e218. DOI: 10.1097/BPO.0000000000001138.
16. Onabotulinum toxin-A (Botox) for spastic equinus in cerebral palsy: a prospective kinematic study / T. Hastings-Ison, M. Sangeux, P. Thomason, B. Rawicki, M. Fahey, H.K. Graham // J. Child. Orthop. 2018. Vol. 12, No 4. P. 390-397. DOI: 10.1302/1863-2548.12.180044.
17. Davids J.R., Bagley A.M. Identification of common gait disruption patterns in children with cerebral palsy // J. Am. Acad. Orthop. Surg. 2014. Vol. 22, No 12. P. 782-790. DOI: 10.5435/JAAOS-22-12-782.
18. Stiff-knee gait in cerebral palsy: how do patients adapt to uneven ground? / H. Böhm, M. Hösl, H. Schwameder, L. Döderlein // Gait Posture. 2014. Vol. 39, No 4. P. 1028-1033. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2014.01.001.
19. How much muscle strength is required to walk in a crouch gait? / K.M. Steele, M.M. van der Krogt, M.H. Schwartz, S.L. Delp // J. Biomech. 2012. Vol. 45, No 15. P. 2564-2569. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2012.07.028.
20. How crouch gait can dynamically induce stiff-knee gait / M.M. van der Krogt, D.J. Bregman, M. Wisse, C.A. Doorenbosch, J. Harlaar, S.H. Collins // Ann. Biomed. Eng. 2010. Vol. 38, No 4. P. 1593-1606. DOI: 10.1007/s10439-010-9952-2.

21. Методология видеонализа в диагностике нарушений локомоторной функции у детей с церебральным параличом при использовании ограниченного числа светотражающих камер (обзор литературы) / А.Ю. Аксенов, Г. 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.
22. 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.
23. А.с. № 2020665238 РФ. Программа формирования отчета биомеханики ходьбы человека: свидетельство Рос. Федерация / Аксенов А.Ю., Клишковская Т.А. 2020.
24. 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.
25. 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.
26. Гайдышев И.П. Решение научных и инженерных задач средствами Excel, VBA и C/C++. СПб.: БХВ-Петербург, 2004. (Мастер решений). 512 с.
27. Distal rectus femoris surgery in children with cerebral palsy: results of a Delphi consensus project / R.M. Kay, K. Pierz, J. McCarthy, H.K. Graham, H. Chambers, J.R. Davids, U. Narayanan, T.F. Novacheck, J. Rhodes, E. Rutz, J. Shilt, B.J. Shore, M. Veerkamp, M.W. Shrader, T. Theologis, A. van Campenhout, T. Dreher // J. Child Orthop. 2021. Vol. 15, No 3. P. 270-278. DOI: 10.1302/1863-2548.15.210044.
28. 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.
29. Importance of preswing rectus femoris activity in stiff-knee gait / J.A. Reinbolt, M.D. Fox, A.S. Arnold, S. Ounpuu, S.L. Delp // J. Biomech. 2008. Vol. 41, No 11. P. 2362-2369. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2008.05.030.
30. Can toe-walking contribute to stiff-legged gait? / D.C. Kerrigan, D.T. Burke, T.J. Nieto, P.O. Riley // Am. J. Phys. Med. Rehabil. 2001. Vol. 80, No 1. P. 33-37. DOI: 10.1097/00002060-200101000-00009.
31. Long-term results after distal rectus femoris transfer as a part of multilevel surgery for the correction of stiff-knee gait in spastic diplegic cerebral palsy / T. Dreher, S.I. Wolf, M. Maier, S. Hagmann, D. Vegvari, S. Gantz, D. Heitzmann, W. Wenz, F. Braatz // J. Bone Joint Surg. Am. 2012. Vol. 94, No 19. P. e142 (1-10). DOI: 10.2106/JBJS.K.01300.
32. Moreira B.L., Karakostas T., Dias L.S. Hip Power and "Stiff Knee" Gait: A Tool for Identifying Appropriate Candidates for Rectus Transfer // J. Pediatr Orthop. 2018. Vol. 38, No 9. P. e514-e518. DOI: 10.1097/BPO.0000000000001220.
33. Influence of impaired selective motor control on gait in children with cerebral palsy / J.Y. Zhou, E. Lowe, K. Cahill-Rowley, G.B. Mahtani, J.L. Young, J. Rose // J. Child. Orthop. 2019. Vol. 13, No 1. P. 73-81. DOI: 10.1302/1863-2548.13.180013.
34. Функциональное состояние нижних конечностей у больных с внутрисуставными переломами коленного сустава после лечения аппаратом Илизарова в сочетании с артроскопией / Т.И. Долганова, Т.В. Сизова, Е.А. Карасев, Т.Ю. Карасева, А.Г. Карасев // Российский медико-биологический вестник им. академика И.П. Павлова. 2013. Т. 21, № 2. С. 124-129. DOI: 10.17816/PAVLOVJ20132124-129.
35. Ishihara M., Higuchi Y. Kinetic Relationships between the Hip and Ankle Joints during Gait in Children with Cerebral Palsy: A Pilot Study // J. Phys. Ther. Sci. 2014. Vol. 26, No 5. P. 737-740. DOI: 10.1589/jpts.26.737.
36. Unidirectional variable stiffness hydraulic actuator for load-carrying knee exoskeleton / J. Zhu, Y. Wang, J. Jiang, B. Sun, H. Cao // Int. J. Adv. Robot. Syst. 2017. Vol. 14, No 1. DOI: 10.1177/1729881416686955.
37. Compressive tibiofemoral force during crouch gait / K.M. Steele, M.S. Demers, M.H. Schwartz, S.L. Delp // Gait Posture. 2012. Vol. 35, No 4. P. 556-560. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2011.11.023.
38. Muscle fatigue during a short walking exercise in children with cerebral palsy who walk in a crouch gait / A. Parent, A. Pouliot-Laforte, F. Dal Maso, Y. Cherni, P. Marois, L. Ballaz // Gait Posture. 2019. Vol. 72. P. 22-27. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2019.05.021.
39. Knee joint biomechanics in physiological conditions and how pathologies can affect it: a systematic review / L. Zhang, G. Liu, B. Han, Z. Wang, Y. Yan, J. Ma, P. Wei // Appl. Bionics Biomech. 2020. Vol. 2020. 7451685. DOI: 10.1155/2020/7451685.
40. 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. DOI: 10.18019/1028-4427-2022-28-3-417-424.
41. Mooney L.M., Herr H.M. Biomechanical walking mechanisms underlying the metabolic reduction caused by an autonomous exoskeleton // J. Neuroeng. Rehabil. 2016. Vol. 13. P. 4. DOI: 10.1186/s12984-016-0111-3.
42. 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.
43. 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.
44. Van der Krogt M.M., Delp S.L., Schwartz M.H. How robust is human gait to muscle weakness? // Gait Posture. 2012. Vol. 36, No 1. P. 113-119. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2012.01.017.

Статья поступила в редакцию 08.10.2021; одобрена после рецензирования 19.01.2022; принята к публикации 30.08.2022.

The article was submitted 08.10.2021; approved after reviewing 19.01.2022; accepted for publication 30.08.2022.

Информация об авторах:

1. Тамара Игоревна Долганова – доктор медицинских наук, rjik532007@rambler.ru;
2. Дмитрий Владимирович Долганов – кандидат биологических наук, Paradigma-DV@rambler.ru;
3. Георгий Миравович Чибиров – кандидат медицинских наук, georgii_chibirov@mail.ru;
4. Евгений Сергеевич Горбач – gorbach.eg@mail.ru;
5. Дмитрий Арнольдович Попков – доктор медицинских наук, профессор РАН, член-корр. Французской Академии медицинских наук, dpopkov@mail.ru, https://orcid.org/0000-0002-8996-867X.

Information about the authors:

1. Tamara I. Dolganova – Doctor of Medical Sciences, rjik532007@rambler.ru;
2. Dmitrii V. Dolganov – Candidate of Biological Sciences, Paradigma-DV@rambler.ru;
3. Georgy M. Chibirov – Candidate of Medical Sciences, georgii_chibirov@mail.ru;
4. Evgenii S. Gorbach – M.D., gorbach.eg@mail.ru;
5. Dmitry A. Popkov – Doctor of Medical Sciences, Professor of RAS, correspondent member French Academy of Medical Sciences, dpopkov@mail.ru, https://orcid.org/0000-0002-8996-867X.

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 имени академика Г.А. Илизарова» Минздрава России.