

Анализ кинематических и кинетических параметров походки у больных детским церебральным параличом с внутренней торсионной деформацией бедра

Г.М. Чибиров, Т.И. Долганова, Д.А. Попков, Л.В. Смолькова, А.О. Трофимов, Д.В. Долганов

НМИЦ травматологии и ортопедии им. академика Г.А. Илизарова Минздрава России
640014, г. Курган, ул. М. Ульяновой, 6

Резюме

Данные литературы о корреляции между торсией бедра при клиническом осмотре и при ходьбе различны. Цель исследования – сравнительный анализ кинетики и кинематики у больных детским церебральным параличом с паттерном походки «ятрогенный crouch», когда в патогенезе его формирования имелись ранние оперативные вмешательства по типу фибромиотомий или удлинений ахиллова сухожилия при клинически установленной внутренней торсии бедра и с ее отсутствием. **Материал и методы.** Сравнительный анализ клинического обследования и трехмерного анализа походки (3DGA) проведен у 61 человека (122 конечности), степень двигательных нарушений II по шкале GMFCS с паттерном «ятрогенный crouch». Возраст пациентов составил $14,5 \pm 2,5$ года. Данная выборка была сформирована в 2018–2021 гг. Кинетические и кинематические данные регистрировались оптическими камерами Qualisys 7+ (8 камер) с технологией видеозахвата пассивных маркеров, синхронизированными с шестью динамометрическими платформами KISTLER (Швейцария). Анализ проводился в программах QTM (Qualisys) и Visual3D (C-Motion) с автоматизированным расчетом значений. Основываясь на данных клиники, мы выделили две группы: I – клинически не выявлена внутренняя торсия бедра (50 конечностей), II – клинически выявлена внутренняя торсия бедра (68 конечностей). **Результаты.** По критерию «клинически выявленные / не выявленные» группы больных имели статистически достоверные различия по кинематике – максимальные и минимальные значения торсии бедра и голени относительно нормы. Дифференциальная диагностика компенсированной и декомпенсированной внутренней торсии бедра – это разнонаправленные значения угла установки стопы относительно вектора движения. Параметры кинетики в группах не различались, так как зависят от скорости ходьбы пациентов. **Заключение.** Значения максимального угла торсии бедра до 22° клинически не интерпретируются как внутренняя торсия бедра; с 22° до 28° – могут интерпретироваться и как клинически выявленная торсия бедра (68 % случаев), и как ее отсутствие (22 %), что соответствует группе риска; более 28° – соответствуют клинически выявленной внутренней торсии бедра.

Ключевые слова: видеоанализ походки, кинематика, кинетика, торсия бедра, детский церебральный паралич.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Автор для переписки: Долганова Т.И., e-mail: tjik532007@rambler.ru

Для цитирования: Чибиров Г.М., Долганова Т.И., Попков Д.А., Смолькова Л.В., Трофимов А.О., Долганов Д.В. Анализ кинематических и кинетических параметров походки у больных детским церебральным параличом с внутренней торсионной деформацией бедра. *Сибирский научный медицинский журнал*. 2022;42(3):83–93. doi: 10.18699/SSMJ20220311

Analysis of kinematic and kinetic parameters of pace in cerebral palsy patients with internal torsion hip deformity

G.M. Chibirov, T.I. Dolganova, D.A. Popkov, L.V. Smolkova, A.O. Trofimov, D.V. Dolganov

Russian Ilizarov Scientific Center «Restorative Traumatology and Orthopaedics» of Minzdrav of Russia
640014, Kurgan, M. Ulianova str., 6

Abstract

Literature data on the correlation between femoral torsion during clinical examination and during walking are different. Aim of the study was to compare kinetics and kinematics in cerebral palsy patients with iatrogenic crouch gait pattern with and without clinically diagnosed internal femoral torsion. **Material and methods.** Comparative analysis of clinical examination and three-dimensional gait analysis (3DGA) was performed in 61 subjects (122 limbs), GMFCS II with iatrogenic crouch gait pattern. The average age was 14.5 ± 2.5 years. This sample was formed in 2018–2021. Kinetic and kinematic data were recorded by Qualisys 7+ optical cameras (8 cameras) with passive marker video capture technology, synchronized with six KISTLER dyno platforms (Switzerland). The analysis was performed in the QTM (Qualisys) and Visual3D (C-Motion) programs with automated calculation of values. Based on the clinical data, all the patients were divided as follows: I – no clinically detected internal femoral torsion – 50 limbs, II – clinically detected internal femoral torsion – 68 limbs. **Results.** Comparison of the values of kinematics and kinetics in groups of patients according to the criterion of clinically detected/not detected had statistically significant differences in kinematics – the maximum and minimum values of femur and tibia torsion relative to the norm. Differential diagnosis of compensated/decompensated internal femoral torsion was represented by multidirectional values of the angle of foot positioning relative to the motion vector. The kinetic parameters in the groups were statistically doubtful, because they depended on the walking speed of patients, their ability to move. **Conclusions.** The values of maximum femoral torsion angle up to 22° were not clinically interpreted as internal femoral torsion, those from 22° to 28° can be interpreted both with clinically revealed femoral torsion (68 %) and with the absence of femoral torsion (22 %), which corresponds to the risk group, those more than 28° fell into the group of clinically diagnosed internal femoral torsion.

Key words: gait video analysis, kinematics, kinetics, femoral torsion, cerebral palsy.

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

Corresponding author: Dolganova T.I., e-mail: rjik532007@rambler.ru

Citation: Chibirov G.M., Dolganova T.I., Popkov D.A., Smolkova L.V., Trofimov A.O., Dolganov D.V. Analysis of kinematic and kinetic parameters of pace in cerebral palsy patients with internal torsion hip deformity. *Sibirskiy nauchnyy meditsinskiy zhurnal = Siberian Scientific Medical Journal*. 2022;42(3):83–93. [In Russian]. doi: 10.18699/SSMJ20220311

Введение

К числу наиболее распространенных проблем ротации при детском церебральном параличе (ДЦП) относится увеличенная антеверсия бедренной кости и наружная ротация большеберцовой кости [1, 2]. Походка с внутренней торсионной деформацией бедра (ИHRG) у пациентов с ДЦП регистрируется в 31,6 и 78,4 % случаев при дву- и одностороннем поражении нижних конечностей соответственно [3]. Многие тактики оперативного лечения, направленные на улучшение походки детей с ДЦП, при планировании ортопедических вмешательств предполагают выполнение дератационной остеотомии бедра [2]. Количественная оценка соответствующих изменений при клиническом обследовании часто бывает субъективной и неточной, что может напрямую повлиять на лечение [4–6]. Контралатеральная сторона у пациентов со спастической гемиплегией IV типа [7] также влияет на кинематику: параметры походки аномальны у детей ДЦП с компенсаторными аналогичными изменениями на контралатеральной стороне [8].

Механизм торсионного развития сегментов нижней конечности в норме представляет собой довольно сложный процесс, который обес-

печивает развитие необходимых анатомических форм для наиболее выгодного с позиций биомеханики функционирования нижней конечности [9]. Пропорционально размерам костей таза при торсионном развитии бедренной кости ростковая пластинка, ориентируясь перпендикулярно к оси нагрузки, изменяет положение проксимального отдела бедренной кости, и в норме, до полного закрытия зоны роста головки бедра, ее ростковая пластинка во фронтальной плоскости располагается перпендикулярно к механической оси нагрузки туловища, несмотря на разницу в размерах костей таза и бедер [10]. Постепенная внутренняя торсия бедра и связанное с этим уменьшение угла антеверсии являются нормальным физиологическим процессом, коленный сустав из положения varus переходит к физиологическому положению valgus. В таком случае биомеханическая ось нижней конечности проходит через середину тазобедренного и коленного суставов и близко к наружному краю блока таранной кости, вследствие чего суставы нагружаются равномерно [11].

В процессе ходьбы люди могут динамически компенсировать антеверсию бедренной кости. При усреднении по испытуемым диапазон ротации бедра во время походки составляет от $2,8$ до $11,8^\circ$, с наибольшим углом во время фазы

первичного контакта стопы (максимум к 13 % цикла шага) и середине опорного периода и наименьшим к концу опорного периода (56 % цикла шага). Повышенная внутренняя торсия позволяет стабилизировать бедро во время динамических движений у людей с повышенной антеверсией [12].

Данные литературы о корреляции между торсией бедра при клиническом осмотре и при ходьбе различны. Так, в работе [11] статическая и средняя торсия бедра при ходьбе коррелировали положительно ($r = 0,679$, $p = 0,022$), в середине опорного периода ($r = 0,837$, $p = 0,001$), с максимальными ($r = 0,754$, $p = 0,007$) и минимальными ($r = 0,835$, $p = 0,001$) значениями [11]. Напротив, корреляция между статическим измерением антеверсии бедра и ротацией бедра во время походки невысока [13, 14]. Торсионные измерения бедренной и большеберцовой костей с помощью компьютерной томографии имели высокую изменчивость и не коррелировали с данными клинического осмотра и фактической конфигурации при ходьбе [6, 15, 16]. Обнаружена корреляция от умеренной до сильной, значения коэффициента корреляции Спирмена варьировали от 0,39 до 0,61, самые высокие наблюдались между торсией бедра по средней линии при клиническом осмотре и кинематическими параметрами бедра в неопорный период [17].

Приводятся значения коэффициента корреляции Спирмена 0,55–0,58 между торсией бедра при клиническом осмотре и кинематическими параметрами бедра в опорный период [18] и часто используются для оценки необходимой степени деротации при выполнении остеотомии бедренной кости [19]. Обнаружена умеренная корреляция между величиной торсии голени при клиническом осмотре и кинематическими данными установки стопы относительно вектора движения стопы ($p < 0,001$) с максимальным значением в неопорный период [17], а также тесная корреляция между торсией голени во время походки и ротацией большеберцовой кости, измеренной при клиническом обследовании и с помощью компьютерной томографии [20]. У детей с ДЦП статическая внутренняя торсия бедра пораженной конечности тесно коррелировала со статической внутренней торсией бедра на здоровой конечности ($r = 0,543$, $p < 0,0001$) [8].

При ходьбе в горизонтальной плоскости могут проявляться аномалии походки, которые не определялись при обследовании пациентов в статике. Диагностика внутренней торсии бедра в динамике (при ходьбе) может изменить выбор хирургической процедуры, например, с дерота-

ционной остеотомии бедренной кости на мышечную транспозицию [21].

Цель исследования – провести сравнительный анализ кинетики и кинематики у пациентов ДЦП с паттерном «crouch» походки при клинически установленной внутренней торсии бедра и с ее отсутствием.

Материал и методы

Сравнительный анализ клинического обследования и трехмерного анализа походки (3DGA) проведен у 61 человека (122 конечности). Критерий включения: пациенты с билатеральными спастическими формами ДЦП, с двигательными нарушениями, соответствующими уровню II по шкале GMFCS (Gross Motor Function Classification System), при асимметричном паттерне походки «crouch» с одно- и двусторонним поражением [22], когда в патогенезе формирования паттерна crouch gait имелись ранние оперативные вмешательства по типу фибромиотомии или удлинений ахиллова сухожилия – «ятрогенный crouch» [23–26]. Возраст пациентов составил $14,5 \pm 2,5$ года (от 11 до 18 лет). Данная выборка была сформирована на протяжении 2018–2021 гг. Критерии исключения: другой паттерн походки, уровень III по GMFCS.

Клинический анализ включал оценку ротационного баланса бедра классическим способом – лежа на спине, со сгибанием коленного сустава под 90° . При наличии ротационного дисбаланса выявлялась торсионная деформация бедра [27].

Кинетические и 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 подходит для анализа ходьбы у больных ДЦП [28]. Пациенты ходили самостоятельно или с поддержкой за одну руку, в привычном для них темпе, никаких инструкций относительно установки стопы дано не было. Анализ кинематики (движение сегментов в пространстве) и кинетики (сила и мощность работы мышц) с данных динамометрических платформ проводился в программах QTM (Qualisys) и Visual3D (C-Motion) с автоматизированным расчетом значений [29]. Для оценки ротационных отклонений были экспортированы и обработаны переменные кинематики установки таза, бедра и голени в горизонтальной плоскости и кинетики приводящих и отводящих мышц бедра [30].

Основываясь на данных клиники, мы разделили пациентов на две группы: I – клинически не выявлена внутренняя торсия бедра (50 конечностей), II – клинически выявлена внутренняя торсия бедра (68 конечностей).

Оценка нормальности распределения максимальных, минимальных значений торсии бедра и амплитуды движения в горизонтальной плоскости осуществлялась по критериям: модифицированный Колмогорова, модифицированный Смирнова, Крамера–Мизеса, Андерсона–Дарлингга, Шапиро–Франсиа, коэффициента асимметрии, эксцесса, Жарка–Бера, Колмогорова, Гири, Д’Агостино, χ^2 Фишера. Поскольку параметры имели преимущественно нормальное распределение, а количество наблюдений в группах пациентов равнялось 50 и 68, для обработки результатов использована параметрическая статистика с принятием уровня значимости $p \leq 0,05$. Количественные характеристики выборочных совокупностей представлены в таблицах в виде $M \pm m$ (M – среднее арифметическое значение, m – ошибка среднего), число наблюдений (n) равнялось числу конечностей. Статистическую значимость различий определяли с использованием независимого критерия Стьюдента. Методом сигмальных отклонений сравнивались все полученные средние значения параметров пациентов в группах.

На проведение исследований было получено разрешение комитета по этике при ФГБУ «НМИЦ травматологии и ортопедии им. акад. Г.А. Илизарова» № 2 (70) от 21.10.2021. Работа выполнена в соответствии с этическими стандартами Хельсинкской декларации Всемирной медицинской ассоциации «Этические принципы проведения научных медицинских исследований с участием человека» с поправками 2000 г., «Правилами клинической практики в Российской Федерации», утвержденной Приказом Минздрава РФ от 19.06.2003 № 266». Родители детей, участвовавших в исследовании, присутствовали при его проведении, давали информированное согласие на его проведение и публикацию результатов исследований без идентификации личности.

Результаты

Значения кинематики обеих групп пациентов ДЦП с паттерном походки «ятрогенный crouch» представлены в табл. 1, где значения максимальной ротации бедра в горизонтальной плоскости отражают внутреннюю торсию, а минимальные – наружную торсию бедра.

В группе I максимальные и минимальные значения торсии бедра и голени в статике и при ходьбе были приближены к значениям нормы [31]. Различия по величине угла торсии бедра между

Таблица 1. Значения кинематики у пациентов с ДЦП с типом походки «ятрогенный crouch» при клинически выявленной (группа I) и не выявленной (группа II) внутренней торсии бедра

Table 1. The values of kinematics in patients with cerebral palsy with the type of gait “iatrogenic crouch” type in clinically detected (group I) and not detected (group II) internal femoral torsion ($M \pm m$, n – limb number)

Показатель	Группа I ($n = 50$)	Группа II ($n = 68$)	p
Ротация таза (норма [28] $+5^\circ \div -5^\circ$ внутренняя/наружная)			
Максимальные значения	$10,2 \pm 1,0$	$11,7 \pm 0,97$	$> 0,05$
Минимальные значения	$-11,4 \pm 1,0$	$-10,4 \pm 0,94$	$> 0,05$
Торсия бедра (норма [28] $-10^\circ \div +5^\circ$ наружная/внутренняя)			
Статика	$4,98 \pm 1,64$	внутренняя $11,9 \pm 1,39$	0,012
Ходьба (максимальные значения)	$16,5 \pm 1,6$	внутренняя $24,7 \pm 1,39$	0,0041
Ходьба (минимальные значения)	$10,2 \pm 1,0$	внутренняя $3,24 \pm 1,40$	0,020
Амплитуда движения бедра в горизонтальной плоскости	$20,4 \pm 0,9$	$21,7 \pm 0,7$	$> 0,05$
Торсия голени – установка стопы относительно вектора движения (норма [28] $-25^\circ \div -12^\circ$ наружная)			
Статика	$-15,5 \pm 1,9$	$-10,4 \pm 1,7$	$> 0,05$
Ходьба (максимальные значения)	$-1,4 \pm 2,0$	внутренняя $5,4 \pm 1,7$	0,033
Ходьба (минимальные значения)	$-28,2 \pm 2,4$	$-23,1 \pm 2,00$	$> 0,05$

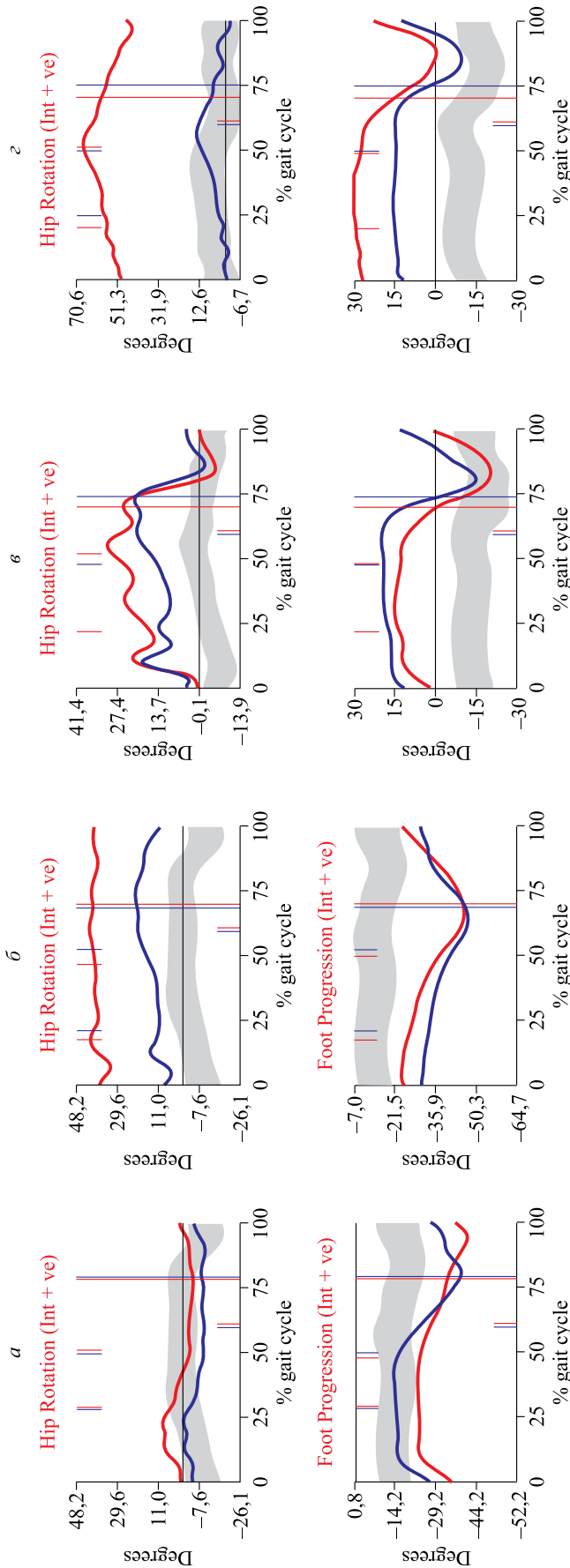


Рис. 1. Пример графиков кинематики конечностей (норма – серая зона, правая нога – синяя кривая, левая нога – красная кривая): а – отсутствие торсии бедра (норма), б – компенсаторная торсионная деформация – внутренняя торсия бедра (положительные значения) в сочетании с наружной торсией голени (отрицательные значения), в – аддитивная торсионная деформация – внутренняя торсия бедра (положительные значения) в сочетании с внутренней торсией голени (положительные значения), г – сверху аддитивная торсионная деформация, внизу – «интактная» конечность с компенсаторной внутренней торсией голени

Fig. 1. An example of limb kinematics graphs (the norm – gray zone, right limb – blue curve, left limb – red curve) where: a – no femoral torsion (the norm), b – compensatory torsion deformity – internal femoral torsion (positive values) in combination with external torsion of the leg (negative values), c – additive torsion deformity – internal torsion of the femur (positive values) in combination with internal torsion of the lower leg (positive values), d – above additive torsion deformity below – “intact” limb with compensatory internal torsion of the leg

пациентами с клинически выявленной (группа II) и клинически не регистрируемой внутренней торсией бедра (группа I) были статистически значимы как в статике, так и при ходьбе по максимальным и минимальным значениям. Амплитуда движения бедра в горизонтальной плоскости была одинаковой у лиц обеих групп. Максимальные значения торсии голени пациентов в группе II соответствовали градации «внутренняя торсия» и статистически значимо отличались от соответствующих величин больных группы I.

Анализ кинетических параметров (сила мышц, приводящих и отводящих бедро) не выявил статистически значимых различий в группах.

Данные видеоанализа классифицируют торсионные деформации бедра на простые, включающие один уровень, и сложные, вовлекающие несколько сегментов. У пациентов с ДЦП деформации являются всегда сложными и могут быть аддитивными (декомпенсаторными, когда несколько деформаций усиливают друг друга) или компенсаторными, когда несколько деформаций уменьшают выраженность друг друга (рис. 1). При компенсаторной торсионной деформации на графиках кинематики регистрируем внутреннюю торсию бедра в сочетании с наружной торсией голени. При аддитивной торсионной деформации (декомпенсаторной) на графиках кинематики регистрируем значения внутренней торсии бедра в сочетании с внутренней торсией голени [32].

На основании данных кинематики были выделены три группы торсионных деформаций: 1 – условная норма (показатели торсии бедра и голени соответствовали значениям нормы, 32 конечности); 2 – компенсаторная торсионная деформация (регистрировали внутреннюю торсию бедра в сочетании с наружной торсией голени, 40 конечностей); 3 – аддитивная торсионная деформация (регистрировали внутреннюю торсию бедра в сочетании с внутренней торсией голени, 50 конечностей).

В группе I (клинически не выявлена внутренняя торсия бедра) на графиках кинематики регистрировали положительные значения торсии бедра, соответствующие внутренней торсии, и отрицательные значения установки стопы относительно вектора движения, соответствующие наружной торсии голени. Данное соотношение соответствует критерию «компенсаторная торсионная деформация» [32]. Отклонения максимальных и минимальных значений внутренней торсии бедра от нормы было в пределах 1σ и $1,5\sigma$ соответственно, максимальных и минимальных значений наружной торсии голени – в пределах

1σ , что отражает тенденцию к формированию торсионных изменений, но статистически недостоверно.

В группе II (клинически выявлена торсия бедра) на графиках кинематики регистрировали положительные значения торсии бедра, соответствующие внутренней торсии, и положительные максимальные значения установки стопы относительно вектора движения, соответствующие внутренней торсии голени, что соответствует критерию «аддитивная торсионная деформация (декомпенсированная)». Отклонения максимальных и минимальных значений внутренней торсии бедра относительно нормы увеличены до $1,3\sigma$ и $2,0\sigma$ соответственно, максимальных значений торсии голени – до $2,0\sigma$, минимальных – остаются в пределах 1σ . В табл. 2 показана доля выявления разной формы торсии бедра в каждой группе пациентов. Значения кинематики с учетом компенсированной и декомпенсированной торсии бедра представлены в табл. 3.

В первой группе 82 % наблюдений – это пациенты с условной нормой и компенсированной формой внутренней торсии бедра, во второй группе 6 % пациентов имели показатели, соответствующие значениям нормы, что указывает на сложность только клинического определения внутренней торсии бедра у пациентов с паттерном походки типа *stouch*, когда выражена сгибаемая позиция в суставах.

Статистически значимые параметры, на основании которых выделяется паттерн внутренней торсии бедра, – это максимальные и минимальные значения торсии бедра и голени относительно нормы, для дифференциальной диагностики компенсированной и декомпенсированной внутренней торсии бедра – это разнонаправленные значения угла установки стопы относительно вектора движения. Параметры кинетики статистически недостоверны относительно группы нормы и компенсированной и декомпенсированной внутренней торсии бедра, так как зависят от скорости ходьбы пациентов, возможности их перемещаться самостоятельно или с поддержкой.

Обсуждение

Полученные результаты в группе нормы по торсии бедра согласуются с данными литературы: в норме (у здоровых взрослых) статическая торсия бедра составляет $11,3 \pm 7,3^\circ$ (среднее \pm стандартное отклонение), средняя торсия бедра при ходьбе – $7,8 \pm 4,7^\circ$ [11].

В механизме формирования внутренней торсии бедра участвует чрезмерное тыльное сгибание в подтаранном суставе и средней части стопы

Таблица 2. Доля пациентов с компенсированной и декомпенсированной торсией бедра, n (%)

Table 2. Proportion of patients with compensated and decompensated femoral torsion, n (%)

	Норма	Компенсированная торсия	Декомпенсированная торсия
I группа (n = 50)	12 (24 %)	29 (58 %)	9 (18 %)
II группа (n = 68)	4 (6 %)	26 (38 %)	38 (56 %)

Таблица 3. Значения кинематики у пациентов с ДЦП с типом походки «ятрогенный crouch» при компенсированной и декомпенсированной форме внутренней торсии бедра

Table 3. The kinematics values in patients with cerebral palsy and “iatrogenic crouch” gait type in case of compensated and decompensated form of internal femoral torsion

(M ± m, n – limb number)

Показатель	Норма (n = 32)	Компенсированная торсия (n = 40)	Декомпенсированная торсия (n = 50)	p_k	p_d
Ротация таза					
Максимальные значения	13,9 ± 1,15	8,45 ± 1,16	11,4 ± 1,17	> 0,05	> 0,05
Минимальные значения	-8,29 ± 1,03	-11,1 ± 1,19	-12,2 ± 1,14	> 0,05	> 0,05
Торсия бедра					
Максимальные значения	2,42 ± 1,11	25,6 ± 1,39	29,6 ± 1,37	0,6E-11	0,8E-14
Минимальные значения	-16,7 ± 1,76	6,48 ± 1,29	6,31 ± 1,43	0,7E-7	0,8E-9
Амплитуда движения бедра в горизонтальной плоскости	19,5 ± 1,19	19,6 ± 0,82	23,5 ± 0,91	> 0,05	0,049
Установка стопы относительно вектора движения (торсия голени)					
Максимальные значения	-3,87 ± 2,12	-11,6 ± 1,37	18,2 ± 1,14	> 0,05	0,3E-11
Минимальные значения	-29,1 ± 3,05	-38,6 ± 2,23	-11,8 ± 1,72	> 0,05	0,00013

Примечание: p_k и p_d – значимость отличия величины соответствующего показателя пациентов с компенсированной и декомпенсированной торсией от нормы соответственно.

[33]. Тыльное сгибание стопы – это сложное движение голеностопного, подтаранного и среднего суставов стопы. Вклад каждого сустава варьируется и зависит от длины комплекса «трехглавая мышца – сухожилие». Результатом является наклонная ось тыльного сгибания, которая сочетает чистое тыльное сгибание с внешним вращением и пронацией по отношению к фиксированной голени. Если, однако, стопа находится в фазе опорного периода цикла шага, то за счет нагрузки и трения это же движение формирует внутреннюю торсию установки стопы [35]. Когда бедро сгибается и приводится, таз также поворачивается и наклоняется кпереди. Это явление становится более важным по мере того, как длина трехглавой мышцы бедра укорачивается, а отрыв стопы увеличивается. Но в норме адекватная активность большеберцовых мышц стабилизирует стопу, избегая этого явления. При формировании ятрогенного паттерна crouch gait имеется слабость трицепса голени вследствие проведенных ранее фиброми-

отомий и изолированных удлинений ахиллова сухожилия [25], что нарушает стабилизацию стопы, усиливая формирование внутренней торсии.

При сравнении показателей кинематики и кинетики в группах больных по критериям «клинически выявленные» или «невыявленные», а также «компенсаторные» и «декомпенсаторные формы внутренней торсии бедра» обнаружены статистически значимые различия только по кинематическим параметрам торсии бедра и голени, которые являются основными в дифференциальной диагностике.

В первой группе большинство критериев величин максимальных, минимальных значений торсии бедра и голени и амплитуды их движений в горизонтальной плоскости при ходьбе имеет нормальное распределение, т.е. подтверждается предположение о присутствии компенсаторного характера торсионной деформации бедра. Во второй же группе распределение величины амплитуды движения бедра в горизонтальной плоскости

и минимальных значений торсии голени по большинству использованных критериев отличалось от нормального. Таким образом, у этих пациентов компенсаторные механизмы торсионной деформации бедра осуществляются за счет установки стопы в опорный период цикла шага.

В наших исследованиях при ходьбе с типом паттерна «ятрогенный stouch» показатели кинетики с динамометрических платформ – сила приводящих и отводящих мышц бедра, сгибателей и разгибателей бедра, а также мощность работы, выполняемой тазобедренным суставом при ходьбе, с увеличением внутренней торсии бедра не изменялись. Но, по данным литературы, при паттерне походки типа Jump кинематический тип внутренней торсии бедра в сочетании с дисфункцией отводящих мышц бедра и снижении мощности в тазобедренном суставе является «красным флажком» для потенциального возможного рецидива после деротационной операции [35, 36].

Полученные результаты, когда в группе I (при клинически не выявленной торсии бедра), в 12 % наблюдений обнаружена декомпенсированная форма внутренней торсии, а в группе II (при клинически выставленной торсии бедра) в 6 % случаев показатели соответствуют значениям нормы, согласуются с данными литературы: количественная оценка этих изменений при клиническом обследовании часто бывает субъективной и неточной, что может напрямую повлиять на лечение [4–6]. Это указывает на сложность только клинического определения внутренней торсии бедра у пациентов с паттерном походки типа stouch, когда выражена сгибательная позиция в суставах.

Компенсаторные изменения контралатеральной конечности у пациентов с ДЦП также сильно влияют на кинематику походки. Почти все изученные параметры в статике и при ходьбе были аномальными у детей с ДЦП как на более пораженной, так и на контралатеральной стороне за счет реализации компенсаторного правила «оптимума походки», когда менее пораженная конечность подстраивается под более пораженную с компенсаторными аналогичными изменениями на контралатеральной стороне [8, 37].

Количественная оценка статической и динамической торсии бедра и установление взаимосвязи с антеверсией бедренной кости представляют исходные данные для уточнения предоперационного планирования, направленного на улучшение функциональных результатов у пациентов с патологией. Комбинация клинического обследования и трехмерного анализа походки (3DGA) часто ис-

пользуется у пациентов с ДЦП для достижения этой цели [15, 25, 37].

Графическая интерпретация $M \pm \sigma$ выявила область множества значений, соответствующих обоим клиническим критериям, что позволило значения максимальной торсии бедра от 13 до 27° считать сомнительными, и в обеих группах они составили 58 % случаев. Значения максимальной торсии бедра менее 13° соотносятся с клинически не определяемой торсией (при норме до +5°) – 42 % наблюдений. Значения более 27° с клинически определяемой торсией бедра – 42 % наблюдений. Значения минимальной торсии бедра от -9,0 до 8,0° соответствуют значениям нормы и присутствовали в обеих группах пациентов в 68 % наблюдений. Значения минимальной торсии бедра менее -10° соотносятся с критерием наружной торсии бедра и не интерпретировались так клинически. Для увеличения точности регистрации торсии бедра были дополнительно установлены маркеры на колено с соответствующей обработкой данных (рис. 2).

Сделан сравнительный анализ данных показателей с учетом дополнительных маркеров у 10 пациентов (5 из группы I, $n = 10$, 5 из группы II, $n = 10$). Графическая интерпретация $M \pm \sigma$ выявила уменьшение области множества значений, соответствующих обоим клиническим критериям. Значения максимальной торсии бедра от 22



Рис. 2. Пример установки светоотражающих маркеров и электромиографических датчиков на конечность у пациента с ДЦП

Fig. 2. An example of mounting light-reflecting markers and electromyography sensors on the limb of a patient with cerebral palsy

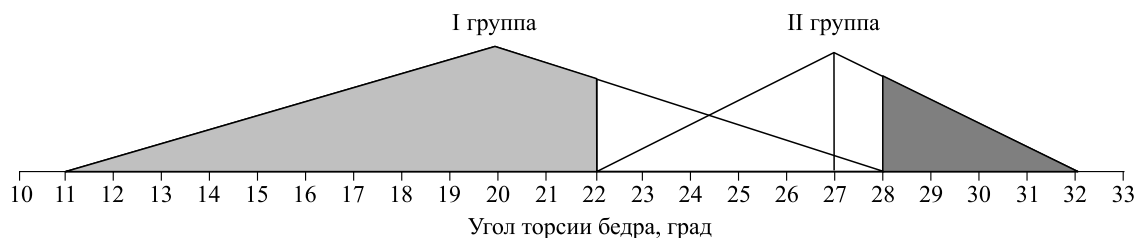


Рис. 3. Графическая интерпретация $M \pm \sigma$ максимальных значений торсии бедра
Fig. 3. Graphical interpretation of $M \pm \sigma$ maximum values of femoral torsion

до 28° попадали в категорию сомнительных, что в группе I составило 22 %, а в группе II – 54 % (рис. 3).

Заклучение

Принятие решения о степени и форме внутренней торсии бедра должно включать комбинацию клинического обследования и трехмерного анализа походки (3DGA). Данные максимальных значений торсии бедра и голени при ходьбе являются более информативными для клинической интерпретации и определения компенсированной и декомпенсированной формы. Значения максимального угла торсии бедра до 22° клинически не интерпретируются как внутренняя торсия бедра; с 22° до 28° могут интерпретироваться как клинически выявленная торсия бедра (68 % случаев), так ее отсутствие (22 %), что соответствует группе риска; более 28° попадают в группу клинически выявленной внутренней торсии бедра.

Список литературы / References

1. Rethlefsen S.A., Kay R.M. Transverse plane gait problems in children with cerebral palsy. *J. Pediatr. Orthop.* 2013;33(4):422–430. doi:10.1097/BPO.0b013e3182784e16
2. Gage J.R., Schwartz M.H., Koop S.E., Novacheck T.F. The identification and treatment of gait problems in cerebral palsy. 2nd ed. London: Mac Keith Press, 2009; 285–236.
3. O’Sullivan R., Walsh M., Hewart P., Jenkinson A., Ross L.A., O’Brien T. Factors associated with internal hip rotation gait in patients with cerebral palsy. *J. Pediatr. Orthop.* 2006;26(4):537–541. doi: 10.1097/01.bpo.0000217727.93546.2b
4. Davids J.R., Benfanti P., Blackhurst D.W., Allen B.L. Assessment of femoral anteversion in children with cerebral palsy: accuracy of the trochanteric prominence angle test. *J. Pediatr. Orthop.* 2002;22(2):173–178.
5. Lee S.H., Chung C.Y., Park M.S., Choi I.H., Cho T.J. Tibial torsion in cerebral palsy: validity and reliability of measurement. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2009;467(8):2098–2104. doi: 10.1007/s11999-009-0705-1
6. Sangeux M., Mahy J., Graham H.K. Do physical examination and CT-scan measures of femoral neck anteversion and tibial torsion relate to each other? *Gait Posture.* 2014;39(1):12–16. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.05.020
7. Winter S. Cerebral palsy. In: *Health care for people with intellectual and developmental disabilities across the lifespan.* Cham: Springer, 2016:931–938. doi: 10.1007/978-3-319-18096-0_80
8. Tretiakov M., Do K.P., Aiona M. The influence of the unaffected hip on gait kinematics in patients with hemiplegic cerebral palsy. *J. Pediatr. Orthop.* 2017;37(3):217–221. doi: 10.1097/BPO.0000000000000620
9. Гафаров Х.З. Лечение деформаций стоп у детей. Казань: Тат. кн. изд-во, 1990. 176 с.
Gapharov Kh.Z. Treatment of foot deformities in children. Kazan: Tatar Book Publishing House, 1990. 176 p.
10. Гафаров Х.З. Какова же величина торсии бедренной кости и какое значение она имеет в клинике? *Практ. мед.* 2013;(1–2):37–44.
Gapharov Kh.Z. Size of femoral bond torsion and its significance in treatment. *Prakticheskaya meditsina = Practical Medicine.* 2013;(1–2):37–44. [In Russian].
11. Николенко В.Н., Фомичева О.А., Жмурко Р.С., Яковлев Н.М., Бессонова О.С., Павлов С.В. Индивидуально-типологические особенности морфогометрии проксимального отдела бедренной кости. *Сарат. науч.-мед. ж.* 2010;6(1):36–39.
Nikolenko V.N., Fomicheva O.A., Zhmurko R.S., Yakovlev N.M., Bessonova O.S., Pavlov S.V. Individual and typological morphogeometric features of the proximal of femoral bone. *Saratovskiy nauchno-meditsinskiy zhurnal = Saratov Journal of Medical Scientific Research.* 2010; 6(1):36–39. [In Russian].
12. Uemura K., Atkins P.R., Fiorentino N.M., Anderson A.E. Hip rotation during standing and dynamic activities and the compensatory effect of femoral anteversion: An *in vivo* analysis of asymptomatic young adults using three-dimensional computed tomography models and dual fluoroscopy. *Gait Posture.* 2018;61:276–281. doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.01.016
13. Braatz F., Wolf S.I., Gerber A., Klotz M.C., Dreher T. Do changes in torsional magnetic resonance imaging reflect improvement in gait after femoral dero-

tation osteotomy in patients with cerebral palsy? *Int. Orthop.* 2013;37(11):2193–2198. doi: 10.1007/s00264-013-2054-7

14. Lee K.M., Chung C.Y., Sung K.H., Kim T.W., Lee S.Y., Park M.S. Femoral anteversion and tibial torsion only explain 25 % of variance in regression analysis of foot progression angle in children with diplegic cerebral palsy. *J. Neuroeng. Rehabil.* 2013;10:56. doi: 10.1186/1743-0003-10-56

15. Radler C., Kranzl A., Manner H.M., Höglinger M., Ganger R., Grill F. Torsional profile versus gait analysis: consistency between the anatomic torsion and the resulting gait pattern in patients with rotational malalignment of the lower extremity. *Gait Posture.* 2010;32(3):405–410. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.06.019

16. Carriero A., Zavatsky A., Stebbins J., Theologis T., Shefelbine S.J. Correlation between lower limb bone morphology and gait characteristics in children with spastic diplegic cerebral palsy. *J. Pediatr. Orthop.* 2009;29(1):73–79. doi: 10.1097/BPO.0b013e31819224d

17. Teixeira F.B., Ramalho A.Jr., de Moraes Filho M.C., Speciali D.S., Kawamura C.M., Lopes J.A.F., Blumetti F.C. Correlation between physical examination and three-dimensional gait analysis in the assessment of rotational abnormalities in children with cerebral palsy. *Einstein (Sao Paulo).* 2018;16(1):eAO4247. doi: 10.1590/s1679-45082018ao4247

18. Kerr A.M., Kirtley S.J., Hillman S.J., van der Linden M.L., Hazlewood M.E., Robb J.E. The midpoint of passive hip rotation range is an indicator of hip rotation in gait in cerebral palsy. *Gait Posture.* 2003;17(1):88–91. doi: 10.1016/s0966-6362(02)00056-5

19. de Moraes Filho M.C., Neves D.L., Abreu F.P., Kawamura C.M., dos Santos C.A. Does the level of proximal femur rotation osteotomy influence the correction results in patients with cerebral palsy? *J. Pediatr. Orthop. B.* 2013;22(1):8–13. doi: 10.1097/BPB.0b013e3283571796

20. Aktas S., Aiona M.D., Orendurff M. Evaluation of rotational gait abnormality in the patients cerebral palsy. *J. Pediatr. Orthop.* 2000;20(2):217–220.

21. Попков Д.А., Чиби́ров Г.М., Коже́вников В.В., Гвозде́в Н.С. Многоуровневые ортопедические вмешательства у детей со спастическим параличом. *Гений ортопедии.* 2021;27(4):475–480. doi: 10.18019/1028-4427-2021-27-4-475-480

Popkov D.A., Chibirov G.M., Kozhevnikov V.V., Gvozdev N.S. Multilevel orthopaedic surgery in children with spastic cerebral palsy. *Geniy ortopedii = Genius of Orthopaedic.* 2021;27(4):475–480. [In Russian]. doi: 10.18019/1028-4427-2021-27-4-475-480

22. Долганова Т.И., Гагамов О.И., Чиби́ров Г.М., Долганов Д.В., Попков Д.А. Клинико-биомеханические результаты многоуровневых ортопедических вмешательств при crouch. *Гений*

опмоне́дью. 2020;26(3):325–333. doi: 10.18019/1028-4427-2020-26-3-325-333

Dolganova T.I., Gatamov O.I., Chibirov G.M., Dolganov D.V., Popkov D.A. Clinical and biomechanical results of multilevel orthopaedic interventions in crouch-gait patients. *Geniy ortopedii = Genius of Orthopaedics.* 2020;26(3):325–333. [In Russian]. doi: 10.18019/1028-4427-2020-26-3-325-333

23. Rodda J., Graham H.K. Classification of gait patterns in spastic hemiplegia and spastic diplegia: a basis for a management algorithm. *Eur. J. Neurol.* 2001;8(5):98–108. doi: 10.1046/j.1468-1331.2001.00042.x

24. Gomez-Andres D., Pulido-Valdeolivas I., Martin-Gonzalo J.A., Lopez-Lopez J., Martinez-Caballero I., Gomez-Barrena E., Rausell E. External evaluation of gait and functional changes after a single-session multiple myofibrotomy in school-aged children with spastic diplegia. *Rev. Neurol.* 2014;58(6):247–254.

25. Pilloni G., Pau M., Costici F., Condoluci C., Galli M. Use of 3D gait analysis as predictor of Achilles tendon lengthening surgery outcomes in children with cerebral palsy. *Eur. J. Phys. Rehabil. Med.* 2018;55(2):250–257. doi: 10.23736/S1973-9087.18.05326-1

26. Dietz F.R., Albright J.C., Dolan L. Medium-term follow-up of Achilles tendon lengthening in the treatment of ankle equinus in cerebral palsy. *Iowa Orthop. J.* 2006;26:27–32.

27. Маркс В.О. Ортопедическая диагностика: руководство-справочник. Минск: Наука и техника, 1978. 512 с.

Marx V.O. Orthopedic diagnostics: handbook. Minsk: Science and Technology, 1978. 512 p. [In Russian].

28. Аксенов А.Ю., Хит Г., Клишковская Т.А., Долганова Т.И. Методология видеопроанализа в диагностике нарушений локомоторной функции у детей с церебральным параличом при использовании ограниченного числа светотражающих камер (обзор литературы). *Гений ортопедии.* 2019;25(1):102–110. doi: 10.18019/1028-4427-2019-25-1-102-110

Aksenov A.Yu., Heath G.H., Klishkovskaya T.A., Dolganova T.I. Optimising video-based data capture for pathological gait analysis in children with cerebral palsy using a limited number of retro-reflective cameras (literature review). *Geniy ortopedii = Genius of Orthopaedics.* 2019;25(1):102–110. [In Russian]. doi: 10.18019/1028-4427-2019-25-1-102-110

29. Аксенов А.Ю., Клишковская Т.А. Программа формирования отчета биомеханики ходьбы человека. Пат. РФ № 2020665238; опубл. 24.11.2020.

Aksenov A.Yu., Klishkovskaya T.A. Program for the formation of a human walking biomechanics report. Patent RF № 2020665238; published 24.11.2020. [In Russian].

30. Umberger B.R., Martin P.E. Mechanical power and efficiency of level walking with different stride rates. *J. Exp. Biol.* 2007 Sep; 210(18):3255–3265. doi: 10.1242/jeb.000950
31. Долганова Т.И., Чибиров Г.М., Долганов Д.В., Попков Д.А. Результаты клинико-инструментального анализа походки у детей со спастическими формами детского церебрального паралича. *Мед. вестн. Сев. Кавказа.* 2020;15(2):255–259. doi: 10.14300/mnnc.2020.15060
- Dolganova T.I., Chibirov G.M., Dolganov D.V., Popkov D.A. Results of clinical and instrumental analysis of gait in children with spastic forms of cerebral palsy. *Meditsinskiy vestnik Severnogo Kavkaza = Medical News of the North Caucasus.* 2020;15(2):255–259. [In Russian]. doi: 10.14300/mnnc.2020.15060
32. Lynn T. Staheli. Practice of pediatric orthopedics. Springhouse Pub Co, 2006. 460 p.
33. Brunner R., Rutz E. Biomechanics and muscle function during gait. *J. Child. Orthop.* 2013;7(5):367–371. doi: 10.1007/s11832-013-0508-5
34. Gaston M.S., Rutz E., Dreher T., Brunner R. Transverse plane rotation of the foot and transverse hip and pelvic kinematics in diplegic cerebral palsy. *Gait. Posture.* 2011;34(2):218–221. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.05.001
35. O’Sullivan R., Kiernan D. Recurrent internal hip rotation gait in cerebral palsy: Case reports of two patients. *HRB Open Res.* 2019;1:28. doi: 10.12688/hrbopenres.12893.2
36. Niklasch M., Wolf S.I., Klotz M.C., Geisbüscher A., Brunner R., Döderlein L., Dreher T. Factors associated with recurrence after femoral derotation osteotomy in cerebral palsy. *Gait Posture.* 2015;42(4):460–465. doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.07.059
37. Скворцов Д.В. Диагностика двигательной патологии инструментальными методами: анализ походки, стабилметрия. М.: Т.М. Андреева, 2007. 640 с.
- Skvortsov D.V. Diagnostics of motor pathology by instrumental methods: gait analysis, stabilometry. Moscow: T.M. Andreeva, 2007. 640 p. [In Russian].
38. Gage J.R. Gait analysis. An essential tool in the treatment of cerebral palsy. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1993;(288):126–134.

Сведения об авторах:

Георгий Мурабович Чибиров, к.м.н., ORCID: 0000-0001-6925-6387, e-mail: georgii_chibirov@mail.ru
Тамара Игоревна Долганова, д.м.н., ORCID: 0000-0002-0117-3451, e-mail: rjik532007@rambler.ru
Дмитрий Арнольдович Попков, д.м.н., проф., ORCID: 0000-0002-8996-867X, e-mail: dpopkov@mail.ru
Лидия Владимировна Смолькова, ORCID: 0000-0001-9665-0427, e-mail: slv@odb45.ru
Анатолий Олегович Трофимов, ORCID: 0000-0003-3455-4530, e-mail: a4texa@yandex.ru
Дмитрий Владимирович Долганов, к.б.н., ORCID: 0000-0002-8708-1303, e-mail: paradigm-dv@rambler.ru

Information about the authors:

Georgii M. Chibirov, candidate of medical sciences, ORCID: 0000-0001-6925-6387, e-mail: georgii_chibirov@mail.ru
Tamara I. Dolganova, doctor of medical science, ORCID: 0000-0002-0117-3451, e-mail: rjik532007@rambler.rus
Dmitrii A. Popkov, doctor of medical sciences, professor of RAS, ORCID: 0000-0002-8996-867X, e-mail: dpopkov@mail.ru
Lidiia V. Smolkova, ORCID: 0000-0001-9665-0427, e-mail: slv@odb45.ru
Anatolii O. Trofimov, ORCID: 0000-0003-3455-4530, e-mail: a4texa@yandex.ru
Dmitrii V. Dolganov, candidate of biological sciences, ORCID: 0000-0002-8708-1303, e-mail: paradigm-dv@rambler.ru

Поступила в редакцию 22.02.2022

После доработки 14.04.2022

Принята к публикации 25.04.2022

Received 22.02.2022

Revision received 14.04.2022

Accepted 25.04.2022